Fundamentos de Física Médica

Volumen 4

Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

Editor de la colección: Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen: Esther Millán Cebrián





Fundamentos de Física Médica

Volumen 4

Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

Editor de la colección: Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen: Esther Millán Cebrián





© Sociedad Española de Física Médica E-mail: secretaria@sefm.es Página web: www.sefm.es



Depósito legal: M-9624-2013 ISBN: 978-84-940849-7-3

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o trasmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

ANTONIO BROSED SERRETA

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962.En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y



Medidas (BIPM) en Sévrès (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.

Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).

ESTHER MILLÁN CEBRIÁN

Licenciada en Ciencias Físicas en 1975 y Doctora en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1983, especialista en Radiofísica Hospitalaria en 1999.

Desde 1977, ha trabajado en el Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza, inicialmente en las diferentes áreas de la especialidad: Medicina Nuclear, Radiodiagnóstico y Radioterapia, y desde



hace unos años fundamentalmente dedicada a Radioterapia.

Profesora asociada a Ciencias de la Salud en el Depto. de Pediatría, Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina de la Universidad. de Zaragoza desde 2004

Ha formado parte de la Junta Directiva de la Sociedad Española de Física Médica, y participado en comisiones, comités científicos y representaciones nacionales e internacionales, a través de dicha Sociedad. En la actualidad representante de las Unidades Docentes de RF Hospitalaria en la Comisión de docencia de la SEFM.

Ha sido miembro de distintas sociedades científicas españolas e internacionales y profesora y directora de cursos de la especialidad.

Ha colaborado en diferentes proyectos de investigación y tiene más de 50 publicaciones y más de 60 comunicaciones en congresos de la especialidad.

Ha coordinado el grupo de CC de Planificadores de RT de la SEFM y es co-autora del Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes, editado por la SEFM.

Coordinadora y profesora del módulo 4º del curso Fundamentos de Física Médica organizado por la SEFM y la UNIA.

Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso "FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA", organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español. El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed Serreta.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

> Teresa Eudaldo Puell Directora del curso

Autores

José Miguel Delgado Rodríguez

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad Complutense de Madrid (1975). Es especialista en Protección Radiológica para Instalaciones Médicas por la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid desde 1993. Especialista en Radiofísica Hospitalaria (1999). Ha realizado su actividad profesional en diferentes hospitales públicos y privados de la Comunidad de Madrid. Actualmente es jefe del Servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

Su actividad profesional ha estado vinculada a la puesta en marcha y desarrollo de nuevas tecnologías para la Oncología Radioterapica y ha participado en la elaboración de protocolos y documentos técnicos de la Sociedad Española de Física Médica. Asesor en diferentes proyectos de formación y puesta en marcha de unidades en diferentes países Iberoamericanos. Profesor en el curso Fundamentos de Física Médica organizado por la SEFM, y en diversos cursos dedicados a la formación de radiofísicos, oncólogos radioterápicos y técnicos superiores en radioterapia.

Participa de forma activa en diferentes proyectos en el ámbito de la oncología radioterápica y tiene publicaciones en el área de la dosimetría física, dosimetría clínica y seguridad terapéutica.

Alejandro García Romero

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Granada (1996). Es Especialista en Radiofísica Hospitalaria (2000). Ha realizado su actividad profesional en el Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza, principalmente en el ámbito de la Radioterapia, teniendo diversas publicaciones en congresos y revistas relacionadas principalmente con los algoritmos de cálculo en Radioterapia.

Profesor en el curso Fundamentos de Física Médica organizado por la SEFM desde 2004 hasta la actualidad, y en diversos cursos dedicados a la formación de radiofísicos, oncólogos radioterápicos y técnicos superiores en radioterapia.

Actualmente es vicepresidente de la Sociedad Española de Física Médica, donde realiza gran parte de su actividad en el área de formación y docencia.

Feliciano García Vicente

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad Autónoma de Madrid (UAM), Master en Energía Nuclear por la UAM y el CIEMAT, especialista en Radiofísica Hospitalaria y Doctor por la Universidad Complutense de Madrid. Autor de más de 30 artículos en el campo de la Física Médica y la Oncología Radioterápica y de unas 50 aportaciones a congresos nacionales e internacionales. También es autor de varios capítulos de libros y profesor habitual de cursos de formación. Lleva trabajando 17 años en el Hospital Universitario de la Princesa de Madrid como Radiofísico en el área de la Oncología Radioterápica. En la actualidad dirige o forma parte de varios proyectos de investigación relacionados con la aplicación clínica de las diferentes tecnologías en el ámbito de la Oncología Radioterápica.

Esther Millán Cebrián

Índice

Te	ma 1. Evolución histórica
1	
1. 2.	El modelo matemático de un campo de radiación. Dificultades de la resolución analítica de las ecuaciones27
3.	Evolución de la representación espacial de la distribución de dosis absorbida en haces de fotones a partir de datos experimentales29
4.	Desarrollo de los "Métodos de Convolución"
5.	Evolución en el cálculo de los haces de electrones. El modelo de Fermi-Eyges41
6.	Evolución de la tecnología informática. Las herramientas de software aplicadas a la planificación radioterápica
	6.1. Anatomía del paciente 49
	6.2. Disposición y conformación de haces
	6.3. Presentación de resultados y técnicas de evaluación 56
	6.4. Verificación del plan e intercambio de información 58
7.	Los métodos de optimización. La planificación inversa. La planificación con funciones objetivo60
8.	Conclusión
9.	Referencias y bibliografía64

Te de	ma 2. Fundamentos y etapas la dosimetría clínica
1.	Objetivo de la Radioterapia (<i>RT</i>)71
2.	Etapas del proceso radioterápico72
3.	Documentos internacionales. Definición de criterios básicos, legislación77
4.	Dosimetría clínica77
	4.1. Posición del paciente y dispositivos de inmovilización 78
	4.2. Adquisición de datos del paciente 79
	4.3. Definición de la anatomía. Delineación de volúmenes. Tipos de volúmenes
5.	Formas de prescripción (<i>PTV</i>), límites de dosis absorbida (<i>OR</i>), especificación de la dosis absorbida85
6.	Definición de la técnica de tratamiento y cálculo de la distribución de dosis absorbida86
	6.1. Curvas de isodosis
	6.2. Factores que afectan las distribuciones de dosis absorbida87
7.	Definición de haces. Combinación de haces91
	7.1. Cálculo de distribuciones de dosis absorbida y suma de haces92
	7.2. Asignación de pesos y normalización
	7.3. Cálculo de "Unidades Monitor"
8.	Comparación de distribuciones y selección de una definitiva. Criterios de variación de dosis absorbida en volumen blanco. Representación espacial de dosis absorbida94
9.	Evaluación de un plan de tratamiento y del propio tratamiento95
10.	Informes dosimétricos. Valores de dosis absorbida representativos de la planificación, objeto de informes
11.	Referencias

Tema 3. Funcionamiento con un Sistema de Planificación (SP). Datos necesarios. Etapas iniciales de la planificación. Planificación en Radioterapia.....101 1. 2. Comprensión de los algoritmos del SP103 3. 4. Delimitación y comprensión de los datos necesarios para el SP104 Etapas iniciales de la planificación105 5. 6. Definición de un campo de tratamiento. Proceso de optimización117 7. 8. 9 Registros impresos y transferencia automática de datos

11. Bibliografía......119

Tema 4. Cálculo de dosis absorbida en haces de fotones.

Algoritmos de cálculo121		
1.	Introducción	.123
2.	Características generales de los haces de fotones	.126
3.	Requerimientos de los algoritmos de cálculo	.129

4.	Descripción de los algoritmos de cálculo de fotones130
	4.1. Algoritmos empíricos y semiempíricos
	4.2. Algoritmos semianalíticos (Convolución/Superposición)150
	4.3. Simulación Monte Carlo
5.	Impacto clínico de los algoritmos de cálculo171
6.	Referencias

Tema 5. Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Algoritmos de cálculo: fundamentos y particularidades179

1.	Características de los haces de electrones	181
	1.1. Radiación de frenado añadida al haz de electrones	182
	1.2. Dispersión en aire, lateral, perfiles e isodosis. Radiación dispersa	184
	1.3. Haces conformados. Factores de campo	190
	1.4. Heterogeneidades, irregularidades y bolus	194
2.	Algoritmos de cálculo de dosis absorbida en haces de electrones	198
	2.1. Introducción	198
	2.2. Algoritmos paramétricos	199
	2.3. El algoritmo de <i>"pencil beam"</i> de electrones	200
	2.4. Modelos derivados	212
3.	Sistemas de planificación de tratamientos	215
	3.1. Sistemas basados en "pencil beam". Datos necesarios	216
4.	Referencias	217

Te de	ma 6. Métodos de Monte Carlo en el cálculo e dosis absorbida en Radioterapia	221
1.	Simulación Monte Carlo	.223
	1.1. Introducción	. 223
	1.2. Transporte de partículas	. 224
	1.3. Técnicas de muestreo	. 225
	1.4. Incertidumbre estadística. Eficiencia y reducción de varianza.	. 226
2.	Métodos de Monte Carlo aplicados a haces de radioterapia	.228
	2.1. Problemática general	. 228
	2.2. Reducción de la varianza	. 230
	2.3. Desarrollo en radioterapia	. 231
3.	Cálculos Monte Carlo en la planificación de tratamientos. Estrategias de reducción del tiempo de cálculo	.239
	3.1. <i>"MMC</i> " (Macro-Monte Carlo) 1995	. 240
	3.2. Código Super-Monte Carlo (" <i>SMC</i> ") 1996	. 241
	3.3. Algoritmo " <i>DPM</i> " y " <i>V-DPM</i> "	. 241
	3.4. Código " <i>MCDOSE</i> "	. 242
	3.5. Algoritmos " <i>VMC</i> ", " <i>XVMC</i> ", " <i>VMC</i> ++"	. 243
	3.6. Código "ORANGE"	. 245
	3.7. Uso de las unidades procesadoras de gráficos (GPU)	. 246
4.	Sistemas basados en Monte Carlo. Datos necesarios	.247
	4.1. Algoritmo " <i>DCM</i> " ("ONCENTRA", Theraplan Plus)	. 249
	4.2. <i>"eMC</i> . Eclipse (Varian)"	. 253
	4.3. Código Peregrine	. 253
	4.4. Resumen de desarrollos actuales	. 256
5.	Conclusiones, ventajas e inconvenientes de los algoritmos Monte Carlo	. 257
6.	- Referencias	.259

Tema 7. Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Cálculo manual de unidades de monitor (UM). Parámetros involucrados ...263

1.	Cálculo manual de UM265
	1.1. Distancia fuente-superficie no estándar
	1.2. Factores de correción en función del aplicador, la energía y la tasa268
	1.3. Factores de corrección en función del tamaño del haz. Factores de campo
	1.4. Cálculo de UM
2.	Cálculo de UM usando algoritmos no paramétricos
3.	Referencias

1.	Introducción2	87
2.	Listado y significado de términos, símbolos y siglas2	90
3.	Cálculo de unidades monitor en haces de fotones. Planteamiento del problema2	<u>'</u> 92
4.	Parámetros dosimétricos2	99
	4.1. Coeficiente de calibración (Output), F_c	99
	4.2. Factor de dispersión, S_{cp}	04
	4.3. Porcentaje de dosis en profundidad (PDP)	13
	4.4. Razón tejido-maniquí (<i>TPR</i>)	18
	4.5. Razón dispersa-primaria, (SPR) 3	22
	4.6. Razón fuera de eje, <i>OAR</i> _p	23

5.	Cálc con	ulo de unidades monitor en campos rectangulares simetría axial y sin moduladores
	5.1.	Técnica isocéntrica y condiciones de calibración isocéntricas 326
	5.2.	Técnica isocéntrica y condiciones de calibración no isocéntricas328
	5.3.	Técnica no isocéntrica y condiciones de calibración isocéntricas331
	5.4.	Técnica no isocéntrica y condiciones de calibración no isocéntricas
6.	Cálc y m	ulo de unidades monitor con atenuadores oduladores físicos
7.	Cálc	ulo de unidades monitor en campos asimétricos
8.	Trat	amiento de las cuñas dinámicas343
9.	Cálc por	ulo de unidades monitor en campos irregulares determinados bloques y colimadores multilámina
10.	El tr en e	atamiento de las heterogeneidades y su influencia I cálculo de unidades monitor349
11.	El cá del i	álculo de unidades monitor a grandes distancias isocentro. La irradiación corporal
12.	Refe	erencias
13.	Bibl	iografía

1.	Intro	oducción	369
2.	Herr	amientas de imagen y contorneo	370
	2.1.	Herramientas generales	370
	2.2.	Conversion de números CT a densidad electrónica	375
	2.3.	Simulación virtual. <i>"Beam's Eye-View"</i> y radiografía digital reconstruida (<i>BEV</i> y <i>RDR</i>)	378

3.	Fusión de imagen. Aplicación a la radioterapia
	3.1. Significado de símbolos y definición de conceptos 380
	3.2. Distorsión geométrica de la imagen
	3.3. Algoritmos de fusión afín
	3.4. Fusión no afín
	3.5. Optimización, interpolación y remuestreo de la imagen393
	3.6. Aplicaciones de la fusión a la radioterapia
	3.7. Fusión por hardware. Equipos <i>PET/TC</i>
4.	Análisis de distribuciones de dosis absorbida
	4.1. Curvas de isodosis 2D Y 3D
	4.2. Perfiles y generación de placas
	4.3. Herramientas de evaluación de una planificación403
5.	Referencias
6.	Bibliografía416

Tema 10. Evaluación de una planificación. Implicaciones clínicas del proceso y de posibles errores

y	de posibles en dies
1.	Introducción419
2.	Herramientas de evaluación420
3.	Criterios de evaluación de una planificación422
	3.1. Radioterapia estándar
	3.2. Radioterapia conformada tridimensional. <i>IMRT</i>
4.	Implicaciones de la planificación en el resultado clínico425
5.	Errores en planificación428
6.	Referencias

417

Tema 11. Control de calidad

de	sis	temas de planificación	433
1.	Con	trol de calidad en radioterapia	435
2.	Con	trol de calidad de sistemas de planificación	438
	2.1.	Bases generales	438
	2.2.	Características diferenciales de distintos protocolos internacionales	441
	2.3.	Bases particulares del protocolo de la SEFM	444
	2.4.	Esquema de pruebas, periodicidades y tolerancias recomendadas	447
	2.5.	Características seleccionables en un concurso de adquisición	454
	2.6.	Ejemplos prácticos	454
3.	Refe	erencias	467
4.	Bibli	iografía	468

Te ex tri ra irr Nu (Te	ma 12. Técnicas especiales en radioterapia terna. Radioterapia conformada dimensional, modulación de la intensidad, diocirugía, irradiación corporal total, adiación superficial corporal total. Jevos desarrollos omoterapia, CiberKnife, Hadrones)473
1.	Introducción
	1.1. Evolución
2.	Radioterapia conformada tridimensional. Tecnología y procedimientos
	2.1. Adquisición de datos del paciente

8.	Refe	erencias	.511
7.	Nuevos desarrollos. Unidad de tomoterapia, CiberKnife, Protones50		
6.	Irra	diación superficial corporal total	.501
5.	Irra	diación corporal total	.498
	4.2.	Planificación en radiocirugía	. 496
	4.1.	Tecnología	. 492
4.	Rad	iocirugía	.492
	3.2.	Procedimientos	. 486
	3.1.	Generalidades	. 485
3.	Rad	ioterapia por modulación de la intensidad ($IMRT$)	.485
	2.7.	Verificación y tratamiento	. 484
	2.6.	Análisis, evaluación y documentación del plan de tratamiento	. 483
	2.5.	Cálculo de dosis absorbida	. 482
	2.4.	Diseño y cálculo de los campos de tratamiento	. 481
	2.3.	Prescripción de dosis absorbida al volumen blanco y limitaciones a <i>OR</i>	. 480
	2.2.	Definición de estructuras: volúmenes blanco y órganos de riesgo (<i>OR</i>)	. 479

Tema 1: Evolución histórica de la planificación en radioterapia

José Miguel Delgado Rodriguez

Evolución histórica de la planificación en radioterapia

José-Miguel Delgado Rodriguez, Servicio de Radiofísica Hospitalaria Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid. josemiguel.delgado@salud.madrid.org

1. Introducción

Desde el descubrimiento de las radiaciones ionizantes como elemento terapéutico, ha habido prácticamente una obsesión en la comunidad científica profesional, por cuantificar un campo de radiación, como por los efectos que éste produce sobre los tejidos. Para lograr el primer objetivo, era de primera importancia definir las magnitudes radiológicas y establecer los procedimientos de medida a partir de los procesos de interacción de la radiación con la materia. Esto dio lugar al desarrollo de los primeros instrumentos de medida y, a la comunidad médica, a través de los congresos profesionales, a establecer magnitudes a las que se pudieran referir al comunicar sus experiencias. Este proceso no está concluido. Cada vez se desarrollan nuevos procedimientos metrológicos, e instrumentación a partir de nuevos materiales y del conocimiento de las propiedades de interacción de la radiación sobre ellos.

Los procedimientos metrológicos han estado siempre limitados en proporcionar la suficiente información espacial de la magnitud radiológica por excelencia, la dosis absorbida, especialmente, dentro del individuo. De aquí, la necesidad de buscar procedimientos de cálculo que permitan proporcionarnos esta información espacial, a partir de un conjunto limitado de datos experimentales.

Las vías de estudio para tratar de estimar la distribución espacial de dosis absorbida han sido múltiples. Por un lado, se ha partido de los datos experimentales y mediante procedimientos de ajuste matemático de los mismos y, de la interpolación y extrapolación, de los valores experimentales y de funciones de aproximación de situaciones simples a complejas, se ha intentado obtener la distribución de dosis absorbida. Un mayor número de datos experimentales implica una mejor aproximación. Este camino siempre estará limitado cuando tratemos de aplicar estos procedimientos a la morfología de los órganos y las características de interacción con los diferentes tejidos en el paciente. Una limitación añadida, ha sido la capacidad de cálculo disponible. Otra vía, ha sido el planteamiento de un modelo matemático del campo de radiación, partiendo de un reducido conjunto de datos experimentales y la resolución del mismo en cada caso particular. La complejidad matemática del mismo ha estado limitada para su resolución por los procedimientos de cálculo. A medida que la capacidad de procesamiento de datos lo ha hecho posible se han desarrollados modelos más aproximados a la realidad. Estos métodos analíticos o deterministas han competido con procedimientos de tratamiento del problema por métodos estadísticos donde el método de Monte Carlo es su mejor expresión, limitado, así mismo, por la potencia de cálculo disponible.

La Radiobiología ha actuado de forma pareja para tratar de determinar la relación entre los efectos observados en los tejidos irradiados y la dosis administrada. Se ha incorporado a estos estudios el modo de simulación de procesos, a partir de los pocos datos experimentales de los que se dispone, con el fin de establecer las consecuencias para el control tumoral o la toxicidad de órganos de riesgo. A partir de la década de los setenta ya se estableció que, pequeños cambios en la dosis administrada a algunos tumores, del orden de $\pm 5\%$, podrían dar lugar a un cambio dramático en la respuesta local del tejido irradiado, del orden de $\pm 20\%$. En las publicaciones más recientes estos valores se reducen, a la vez que se establece como estrategia terapéutica la escalada de dosis absorbida.

La modelización del cuerpo humano a través del desarrollo de los sistemas de diagnóstico por imágenes y la incorporación a los procesos de cálculo del tratamiento de estas imágenes está permitiendo aproximarnos a la realidad con valores de incertidumbre del orden de los necesarios para un logro terapéutico eficiente.

La aplicación de herramientas informáticas para la resolución de problemas clínicos surge desde el mismo momento en que la disponibilidad de los ordenadores fue creciendo dentro del entorno hospitalario. Los ordenadores se utilizaron primeramente para la resolución de problemas administrativos o de gestión dentro de los hospitales. A pesar de ello, en algunos centros, se compartía el tiempo de máquina de estos grandes ordenadores con tareas de investigación clínica. Posteriormente, algunas especialidades se permiten el uso de equipos propios, una vez que estos reducen su "volumen" y, casi siempre, ligados a servicios radiológicos, especialmente en el campo de la Medicina nuclear.

El propósito de este capitulo es analizar a "vista de pájaro" el camino recorrido por los físicos para tratar de estimar la dosis absorbida en el paciente y, quizás, comprender el porqué de ciertos procedimientos nuevos, que cabalgan con otros más antiguos, a medida que el desarrollo de los métodos de cálculo y los sistemas de procesamiento de datos lo permiten; posteriormente se analizará en detalle estas cuestiones.

2. El modelo matemático de un campo de radiación. Dificultades de la resolución analítica de las ecuaciones

Cuando una magnitud física es una función continua de la posición, hablamos generalmente de un campo, que dependiendo de la naturaleza de la magnitud será escalar o vectorial. Si es posible establecer un conjunto de ecuaciones, que partiendo de leyes físicas fundamentales, o de relación con otras magnitudes físicas, sean capaces de expresar propiedades fundamentales de un campo, a éstas las denominamos ecuaciones de campo, y debido a su generalidad, se convierten en una herramienta útil para la solución de muchos de los problemas que atañen a la región donde el campo se manifieste. Una región en el vacío o en la materia, que es atravesada por una radiación ionizante deberemos nominarla como campo de radiación.

Uno de los procedimientos para caracterizar un campo de radiación consistirá, por tanto, en el planteamiento de las ecuaciones de campo de la forma más general posible y resolver dichas ecuaciones en cada situación particular que pueda presentarse.

Otra forma de plantear el problema, es resolver la situación con un conjunto grande de restricciones y avanzar en complejidad, disminuyendo las mismas, a medida que el conocimiento de ellas nos lo permita. En cada caso, debemos tener siempre presente el compromiso entre lo practico, aproximarnos lo máximo posible a la dosis recibida por el paciente, y el planteamiento exacto del problema. Debe pues, valorarse en cada situación, qué niveles de incertidumbre estamos dispuestos a asumir y en qué circunstancias podemos simplificar el problema.

El desarrollo histórico del problema ha sido parejo. Por un lado se ha tratado de generalizar el problema, aunque como veremos, con dificultades practicas para su resolución y, por el otro, se ha tratado de resolverlo en casos particulares cada vez más complejos.

Si expresamos el número de partículas en función de la densidad diferencial como,

$$n(T,\vec{\Omega},\vec{r},t) = \frac{d^4 N(T,\vec{\Omega},\vec{r},t)}{dT,d\vec{\Omega},dt,dV}$$

es decir el número de partículas por unidad de volumen que en un punto \vec{r} tienen energías comprendidas entre T y T+dT y direcciones dentro de un ángulo sólido $d\vec{\Omega}$ por unidad de intervalo de energía y ángulo sólido y la densi-

dad de flujo por $\varphi(T, \vec{\Omega}, \vec{r}, t)$, podemos realizar un análisis del transporte de materia y energía si nos planteamos la variación de esta función densidad, en el tiempo. Esto podremos hacerlo identificando, cualitativa y cuantitativamente, las fuentes y sumideros dentro de la región de observación. Las fuentes estarán constituidas por los elementos generadores de partículas (fuentes de *RX*, radionucleidos, etc.) y por las partículas incorporadas al balance, nacidas de la interacción de las primarias. Como sumideros tendremos únicamente las partículas perdidas en los procesos de interacción.

La conclusión matemática de este análisis es la denominada ecuación de Boltzmann, que en régimen estacionario, y en ausencia de fuerzas exteriores, podemos expresarla como,

$$\vec{\Omega} \cdot \nabla \varphi + \mu \cdot \varphi = \int_{dT'} \int_{4\pi} \mu' \cdot \varphi' \cdot d\Omega' \cdot dT' + Q(r', T, \vec{\Omega})$$

donde $\varphi = \varphi(\vec{r}, T, \vec{\Omega}, t)$, $\mu = \mu(r, T)$, $\mu' = \mu'(T, \vec{\Omega}; T', \vec{\Omega}')$ y $\varphi' = \varphi(r', T', \vec{\Omega}', t)$; μ representa el coeficiente genérico de interacción; T' y Ω' , corresponden a la energía y dirección de las partículas que en los procesos de interacción dan lugar a partículas de energía T y Ω ; y Q la contribución de las fuentes a la variación de la densidad total.

Puede simplificarse más aún definiendo dos operadores, $D\varphi = (\vec{\Omega} \cdot \nabla + \mu)\varphi$ y $C\varphi = \int_{dT'} \int_{4\pi} \mu' \cdot \varphi' \cdot d\Omega' \cdot dT'$, llamados transporte diferencial y operador colisión respectivamente, con lo que la ecuación puede ser expresada de manera "aparentemente" más simple como,

$$D\varphi = C\varphi + Q$$

La ecuación de transporte de Boltzmann, que como vemos se basa en el principio de conservación de las partículas en un sistema cerrado y no representa más que la contabilidad general entre fuentes y sumideros de partículas, es de difícil solución de forma analítica, salvo casos de geometría y campos de radiación muy sencillos por lo que hay que acudir a métodos numéricos aproximados. Se han desarrollado varias técnicas de resolución (método de los momentos, métodos iterativos, método de los elementos finitos, método de las coordenadas discretas, etc.) que tratan de resolver el problema en situaciones simples, condiciones de equilibrio electrónico, medios homogéneos, etc. Para ello se requiere de un complejo aparato matemático, además de una considerable potencia de cálculo. Actualmente, ya existen desarrollos comerciales que han resuelto el problema y que compiten con aquellos que utilizan el método Monte Carlo (Vassiliev y cols. 2010). La otra dirección, como ya hemos anunciado para resolver las características de un campo de radiación se puede lograr mediante la simulación de variables aleatorias. Este enfoque probabilista en contraposición a los métodos deterministas consiste en simular el proceso mediante un muestreo estadístico. Al disponer de cada vez mayor potencia de cálculo la capacidad de estos sistemas es mayor. Conviene tener en cuenta la importancia que tiene la incertidumbre de tipo estadístico asociada a los resultados obtenidos, que está ligada al tamaño de la muestra.

3. Evolución de la representación espacial de la distribución de dosis absorbida en haces de fotones a partir de datos experimentales

Los procedimientos de obtención de la distribución espacial de magnitudes radiológicas, parten del conocimiento, lo más exacto posible, de la distribución espectral en energía y de las características geométricas y físicas de los elementos emisores, formadores del haz y del medio atravesado. Esto implica un conocimiento amplio de la geometría de la máguina emisora y de las características del paciente. Otro camino, por donde se han desarrollado las técnicas de representación espacial de la distribución de dosis absorbida, consiste en prescindir menos, de los factores ligados a la máguina y, observar el haz a partir de su interacción con el paciente. Este procedimiento ha estado más ligado al quehacer hospitalario, ya que resulta más práctico. Las direcciones de trabajo aunque han sido diferentes han tratado de obtener distribuciones de dosis absorbida a partir de un conjunto limitado de medidas experimentales. En un caso, para obtener los parámetros de una representación analítica y ,en otros, para obtener un conjunto de haces de referencia. A partir de estas condiciones de referencia de los haces, se podían aplicar métodos de aproximación, para situaciones complejas, como campos irregulares, incidencias oblicuas o determinación de la dosis absorbida en heterogeneidades.

Los primeros métodos de automatización de estos procesos fueron desarrollados por Tsien (Tsien 1955) y después ampliados y modificados por Sterling (Sterling y cols. 1961). Estos métodos utilizaban la representación matricial de un conjunto de puntos pertenecientes a un plano de valores de dosis absorbida medidos para una situación de referencia. La aplicación a un plano, representando al paciente, se realizaba teniendo en cuenta un sistema de referencia común, y los puntos de dosis absorbida en el paciente, se obtenían por interpolación de los del haz de referencia, previo una transformación de coordenadas entre ambas representaciones, la ligada al paciente y la perteneciente al haz incidente. Era posible ajustarse al contorno del paciente mediante un procedimiento conocido como distancia foco-superficie efectiva. La suma de los valores obtenidos sobre los puntos de la matriz de cálculo provenientes de diferentes incidencias, permitían una representación de la distribución de dosis absorbida. La situación era similar a los procedimientos de dosimetría realizados a mano. Su uso estaba limitado a las configuraciones de haces medidos, que se hubieran previamente almacenado en el ordenador. Debería de disponerse de una cantidad enorme de datos y su incorporación al ordenador era tediosa. La ventaja es que permitía una rápida optimización de la disposición de los haces con relación al paciente.

El formato matricial dio lugar a diferentes sistemas de coordenadas para la representación del haz, algunos de los cuales se han mantenido hasta hoy. Entre ellos distinguimos:

- Coordenadas polares (Tsien 1955) muy conveniente para técnicas isocéntricas y rotatorias. Consiste en proyectar a partir de un punto situado en el eje del haz, a una profundidad determinada, un conjunto de rectas con intervalos regulares de grado hasta cubrir los 360°. La intersección de estas rectas con las isodosis de referencia dará lugar a una representación polar del haz, en función del ángulo y de la distancia al punto de referencia. Tiene la desventaja de que debe tenerse representación, además del tamaño de campo, de la profundidad donde se sitúe el isocentro. Otra desventaja es que a medida que nos separamos del punto de convergencia de las rectas la resolución de la matriz disminuye (Figura 1a).
- Coordenadas cartesianas (Sterling y cols. 1964). Es el más simple e intuitivo. Consiste en fijar el origen de coordenadas en el punto de incidencia del eje con la superficie. A partir de aquí un sistema cartesiano determinará la intersección de rectas paralelas con la distribución del haz de referencia. Tiene la ventaja que la resolución es uniforme. Sin embargo, para representar zonas de alto gradiente como es la penumbra se requiere un conjunto muy grande de puntos. Se pueden introducir los datos de una tabla de forma secuencial requiriendo solamente un número para la representación de cada punto, una vez determinada la resolución de la matriz. (Figura 1b).
- Sistema de línea decremental (Orchard 1964).Los elementos de la matriz están determinados por líneas formadas por puntos a una distancia del eje determinados por los valores del perfil a diferentes profundidades. Este sistema es el más aproximado a las variaciones de dosis absorbida tanto fuera del eje como en profundidad. La densidad de muestreo es mucho más alta en regiones de alto gradiente (Figura 1c).

 Sistema "Fan-line" (Cunningham y Milan 1969; Bentley y Milan 1971). Establecido con posterioridad a los métodos anunciados, consiste en formar una red matricial de paso irregular formada por la intersección de rayos provenientes de la fuente con líneas paralelas a la superficie del haz. Permite aumentar a voluntad la resolución espacial permitiendo una mejor representación de la penumbra con un número menor de puntos representativos del haz. La divergencia de los rayos permiten una representación mejor de la radiación primaria especialmente en los métodos analíticos posteriores. Ha sido uno de los sistemas más utilizados por programas desarrollados en pequeños ordenadores y su representación se mantiene en muchas aplicaciones actuales (Figura 1d).



Figura 1

Con el propósito de reducir los datos necesarios para producir una distribución de dosis absorbida, surgen los métodos analíticos de generación de haces. El primer método analítico de representación de un haz fue desarrollado por Sterling (Sterling y cols. 1964) y, un desarrollo mas completo, es el de van de Geijn (van de Geijn 1972).

La dosis absorbida en un punto, representado por las coordenadas (x,y,z) se expresa como el producto de dos funciones de la forma:

$$D(x, y, z) = P(z, z_{ref}) \cdot g_z(x, y)$$

 $P(z, z_{ref})$ representa la dosis administrada a la profundidad z, a lo largo del eje del haz, relativa al valor a la profundidad de referencia z_{ref} . Por tanto, representa el porcentaje de dosis en profundidad.

 $g_z(x,y)$ representa el valor relativo fuera del eje en un punto de coordenadas (x,y) a la profundidad z, perpendicular al eje del haz. Esta función podría dividirse en el producto de otras dos, como sigue:

$$g_z(x,y) = g_{1,z}(x) \cdot g_{2,z}(y)$$

Numerosos autores han tratado de buscar funciones que permitan reproducir las curvas de porcentaje de dosis en profundidad, teniendo en cuenta los factores que las hacen variar: energía, tamaño de campo, distancia focosuperficie, profundidad y su representación tanto en puntos próximos a la superficie como a profundidades grandes. Las funciones suelen ser potenciales, polinómicas o exponenciales y combinación de ellas.

Entre ellos debemos destacar la propuesta por Sterling (Sterling y cols. 1964) introduciendo una idea que posteriormente sería de gran interés práctico, la de cuadrado equivalente, como relación entre el área y el perímetro de la superficie del campo. La ecuación pretendía representar las curvas de porcentaje de dosis en profundidad en la energía del cobalto, usando cuatro constantes arbitrarias de la siguiente forma:

$$P(z, z_{eq}) = 10[az + b + (cz + d)\log x_{eq}]$$

donde $x_{eq}^2 = \frac{UV}{2(U+V)}$ es la relación área-perímetro del campo de dimensiones $U \times V$.

Asimismo van Geijn en numerosos trabajos entre 1965 y 1980, y en 1984 con Fraas, utiliza una serie polinomial para el cobalto de la forma:

$$P(z,F;A) = \sum_{0}^{3} a_i \cdot z^i$$

donde a_i es tabulado, para campos cuadrados y una distancia *SSD*. Una generalización para diferentes distancias foco-superficie, tamaños de campo y energías se expresa de la siguiente manera:

$$P(z,F;A) = 100 \cdot \left(\frac{F+z_m}{F+z}\right)^2 \cdot \exp\left[-\mu(c) \cdot (z-z_m)\right]$$

donde c es el lado del campo cuadrado de área A

 $\mathbf{y}\,\mu(c) = \mu_o - a[1 - \exp(-b \cdot c)].$

Esto permite determinar los valores de la dosis absorbida con solo siete profundidades para poder determinar las constantes.

La representación de la variación de la dosis absorbida en una dirección perpendicular al eje del haz tiene también a Sterling como protagonista más significativo, quien propone para la representación de los perfiles la siguiente función:

$$g(x) = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \int_{-\infty}^{x/x} \exp\left[\frac{-(\zeta - 1)^2}{2\sigma^2}\right] d\zeta$$

Donde σ es una cantidad empírica y $\zeta = x / X$ es la distancia, x, al eje del haz expresado como una fracción de la mitad del ancho geométrico del haz, X, a la misma profundidad. Expresión que puede adoptar una forma mas simple, realizando el cambio de variable $\xi = (\zeta - 1)2^{1/2}\sigma$. Con ello, la expresión queda:

$$g(x) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cdot erf(\xi)$$
 para $x \ge 0$

Estos métodos de representación de la distribución de dosis absorbida están limitados a que las condiciones de la geometría del haz y la del paciente sean similares a las que representa el paciente. Cuando la incidencia del haz no se aleja mucho de la ortogonalidad con respecto a la superficie del paciente, pueden hacerse algunas correcciones, que trabajan suficientemente bien, teniendo en cuenta la representación de rayos proyectados y definir una profundidad equivalente como aquella que tenga en cuenta la porción del haz ausente con respecto al representado por el haz sobre un maniquí plano. Cuando la incidencia del haz ocurre sobre una superficie con una gran oblicuidad, como en algunos tratamientos de *ORL* o de forma tangencial, como en el caso de la mama, no es suficiente la corrección indicada, ya que la contribución de la porción del haz que no interacciona con el paciente, disminuye la contribución de la dosis absorbida con respecto a la que se tiene representada por el haz sobre el maniquí. Situaciones similares ocurren cuando el haz presenta formas irregulares. Hay una pérdida de radiación dispersa sobre el punto evaluado, que no está incluida en la representación del haz. Surge la necesidad de buscar procedimientos de representación diferentes, que tengan en cuenta de forma independiente, la contribución de la radiación primaria, o radiación incidente sobre la superficie del paciente, dependiente de las características de la fuente y de la dispersión aportada por el sistema de colimación y de la radiación dispersa resultado de la interacción.

El primer intento de buscar una expresión para obtener la dosis absorbida en un punto debida a la radiación dispersa es obra de Clarkson (Clarkson 1941), quien utiliza la idea, que reaparecerá posteriormente, de utilizar un haz estrecho (pencil beam) de radiación de sección transversal *A*, y calcular la radiación dispersa a una distancia *r* desde el punto de cálculo al eje de este haz elemental. Sin embargo, no consigue una expresión matemática que tenga en cuenta la dispersión en función de la distancia al punto de cálculo, y desarrolla un sistema de suma finita de elementos igualmente espaciados. El siguiente paso importante lo aportan Meredith y Neary (Meredith y Neary 1944) obteniendo una función dispersión–radio, representada por una función de Bessel modificada que incluye dos constantes que pueden determinarse a partir de las condiciones de irradiación (capa hemirreductora, distancia foco-superficie) y para cada profundidad. Utilizan el procedimiento para ajustar los datos experimentales en el eje central, aportados por Mayneord y Lamerton (Mayenord y Lamerton 1941). Es de destacar el análisis hecho por Quimby (Quimby y cols. 1956).

Los métodos de Clarkson y Meredith, usan datos publicados, para baja y media energía, en el eje central, con los que obtienen información en puntos fuera del eje. Meredith y Neary introducen una magnitud llamada función de dispersión, a partir de los porcentajes de dosis en profundidad.

En 1953 Johns introduce el concepto de *TAR* como valor relativo, que trata de cuantificar la aportación del elemento dispersor a la dosis absorbida en un punto. La ventaja fundamental, es que no depende de la distancia foco-isocentro y permite separar la componente primaria de la dispersa. Es un factor que depende de la profundidad del punto de evaluación y del tamaño de campo a esa profundidad. El formalismo permite sustituir a la función de dispersión, antes mencionada.

J. van de Geijn desarrolla un programa para el cálculo de distribuciones de dosis absorbida, con capacidad para corregir contornos y utilización de modificadores del haz, como son las cuñas y compensadores. El programa se desarrolla en una IBM 7094/11.

En 1966 J.R. Cunningham introduce el concepto de *SAR* (scatter-air ratio) (Cunningham 1966), en un trabajo presentado en una reunión de la OIEA como resultado de los trabajos con Gupta y Johns. En el trabajo presenta los algoritmos para tratamientos rotatorios, desarrollados para una IBM7090. Curiosamente, este concepto aparece en otra publicación seis años después. El nuevo factor, es similar a la función de dispersión, pero derivada a partir de los valores del *TAR*. La ventaja fundamental es que la función de dispersión depende de la profundidad, tamaño de campo, distancia foco-punto de evaluación y energía, y se derivan a partir de los porcentajes de dosis en profundidad, mientras que el *SAR* no depende de la distancia. La magnitud se define como diferencia entre el *TAR* para un tamaño definido a la profundidad de cálculo y el mismo valor, pero extrapolado para campo nulo, que se asimila con el aporte relativo de la radiación primaria. Así podemos poner que:

$$SAR(z,r) = TAR(z,r) - TAR(z,0)$$

donde z es la profundidad y r es el radio del campo circular a la profundidad de cálculo. Su relación con la función de dispersión puede expresarse como,

$$SAR(z,r) = \frac{S(z,r_{\max},F)}{100} \cdot \frac{(F+z)^2}{(F+z_{\max})^2}$$

Posteriormente, estos conceptos son matizados, para haces de alta energía y con la introducción del concepto de *TMR*, *TPR*, sintetizados en dos trabajos fundamentales de Kahn y Johns y Cunningham.

Esta dirección de desarrollo progresa y, da lugar, a un conjunto de algoritmos de cálculo, basados en la separación de la componente primaria y dispersa, que adquiere protagonismo durante la década del 80 y parte de la del 90. Se amplía el concepto, hasta permitir su utilización para el cálculo de distribuciones en 3D y heterogeneidades.

La expresión general para la dosis absorbida en un punto a una profundidad *d*, puede expresarse con estos conceptos como:

$$D_{p} = D_{A}(d) \cdot \left[f(d, x, y) \cdot TAR(d, 0) + SAR(d, r) \right]$$

El problema para el cálculo de la dosis absorbida es encontrar una expresión para f(d,x,y). Si consideramos el perfil, radialmente simétrico, podemos simplificar la función expresándola, únicamente, en función de la profundidad y su distancia al eje f(d,r). La expresión puede obtenerse a través de un ajuste de datos experimentales por una función de la forma:
$$f(x,0) = T - 0, 5 \cdot \exp\left(-\alpha_1 \cdot \frac{(x_0 - x)}{p}\right) \text{ para } x \le x_0$$
$$f(x,0) = t + (0,5-t) \cdot \exp\left(-\alpha_2 \cdot \frac{(x_0 - x)}{p}\right) \text{ para } x \ge x_0$$

donde x_0 es el ancho de la mitad del campo a la profundidad d.

T valor tabulado que tiene en cuenta en el concepto de simetría radial la falta de homogeneidad del haz.

t coeficiente de transmisión del colimador.

P penumbra geométrica, y

 α_1 y α_2 son parámetros que modulan el hombro y la base del perfil.

Esta expresión puede modificarse por un factor W(x,y) en el caso de que existan cuñas o compensadores donde

$$W(x,y) = \exp(-\mu \cdot c(x,y))$$

siendo μ el coeficiente de atenuación lineal del material modificador y c(x, y) el espesor que atraviesa el rayo en cada punto.

La componente de radiación dispersa de un campo de forma arbitraria puede ser aproximadamente determinada a partir de datos para campos circulares utilizando el método de Clarkson. De acuerdo con la figura 2,



podemos en puntos del eje, fuera de eje y fuera del campo, calcular la dosis dispersa partiendo de los datos disponibles para campos circulares de acuerdo con la siguiente expresión:

$$D_s = D_A \cdot \sum_i S(z, r_i) \frac{\Delta \theta_i}{2\pi}$$

donde D_A sigue siendo la dosis absorbida en aire y $S(z,r_i)$ es el *SAR* para la profundidad z en un campo circular de radio r_i . Cada sector contribuye a la dispersión total sobre el punto de forma proporcional al ángulo del sector. Esta situación solo funciona bien si se admite que f(d,x,y)=1 en puntos internos del campo, y f(d,x,y)=0, fuera. Esta situación ideal es tremendamente restrictiva. En condiciones normales debe tenerse en cuenta la posición del punto de cálculo como muestra la figura 3. Esto es, especialmente claro si queremos incluir cuñas o compensadores en el cálculo.





El punto Q_1 ve la radiación primaria a través de P_1 y la radiación dispersa de elementos de volumen como el contenido P_2Q_2 y que atraviesa otro espesor en el filtro. Por tanto, habría que integrar todos los elementos de volumen que cubren la forma del campo. El procedimiento es complejo para realizarse en un ordenador de pequeña capacidad. Por ello, un método más conveniente, es utilizar el concepto de *SAR* diferencial dividiendo la forma del campo en bandas. La contribución de cada banda es modulada por la radiación primaria incidente al atravesar el espesor de la cuña o compensador. La dosis absorbida

en un punto como el *P* de coordenada (x_iy_iz) en la figura 3, podemos obtenerla a partir de la siguiente expresión:

$$D(x,y,z) = D_p(x,y,z) \cdot t_w(x) + \sum_i D_A \cdot f(x_i,y) \cdot t_w(x_i) \cdot S'(z_i,x-x_i)$$

donde D_p es la contribución de la dosis primaria al punto.

 $t_w(x)$ es el factor de transmisión en aire de la cuña en la posición x,

 x_i es la distancia al eje del haz de la banda de dispersión i,

 z_i es la profundidad del punto de cálculo relativa a la banda *i*.

 $D_A \cdot f(x_i, y) \cdot t_w(x_i)$ representa la dosis absorbida en aire en el seno de aire ("free in air") en la posición de la banda en (x_i, y) .

 $S'(z_i, x - x_i)$ es el *SAR* diferencial para la banda y a la profundidad z_i y distancia $(x-x_i)$.

Cuando los campos no son rectangulares y tienen formas irregulares requiere de procedimientos más complejos. La descomposición en bandas no es válida y no queda más remedio que utilizar la técnica de sumación del aporte de los sectores. Esto implica, como ya se apuntaba antes, que se requiere una mayor potencia de cálculo y durante mucho tiempo el procedimiento no se utilizó para la obtención de distribuciones de dosis absorbida, sino para el cálculo de puntos aislados. Surge el programa IRREG que ha generado, durante muchos años e incluso hoy en día, una forma de determinar la dosis absorbida en el paciente, donde se pretende mejorar la exactitud de la dosis absorbida, más en puntos concretos, que en el conocimiento de la distribución. Este programa es especialmente utilizado en los Estados Unidos y hoy se presenta como un método de verificación del cálculo de unidades monitor.

Sin dejar de considerar los procesos que se estaban investigando para tratar de mejorar la velocidad de cálculo de acuerdo con la evolución de la tecnología disponible en la época, los métodos basados en la separación de la componente primaria y secundaria, a través de conceptos como los de *TAR*, *TMR*, *TPR*, *SAR*, *SMR*, dan lugar a los primeros planificadores comerciales hasta prácticamente finales de la década de los 80.

En Estados Unidos, el primer planificador dedicado, es un sistema basado en una minicomputadora desarrollado en el Biomedical Computer Laboratory en la Universidad de Washington en 1965. El grupo diseña y construye un ordenador conocido como "consola programada" y, su primera aplicación, es servir como "display" grafico para visualizar curvas de isodosis calculadas en un ordenador de propósito general de la universidad. Algunas unidades de este tipo fueron distribuidas en los Estados Unidos y Canadá como prueba para comprobar la validez y utilidad de los sistemas. La pruebas no tuvieron éxito y el programa se abandonó. La firma Artronix (St Louise,Mo) retoma la situación y comienza a producir un sistema de planificación basado en esta consola programada, es el ARTRONIX PC-12. En España, es conocida la firma porque con los primeros aceleradores lineales se adquiere los primeros analizadores de haces de esta firma y, a través de ellos, se introducen los programas. En Inglaterra, Roy Bentley, del Royal Marsden, en una visita a Washington, ve la posibilidad de aplicar este desarrollo y trata de importarlo, aunque las leyes británicas se lo impiden. Sin embargo, el minicomputador PDP-8 (Digital Equipment, Maynord,Mass), que se fabrica en Gran Bretaña, le da la posibilidad de adaptar el software y distribuirlo comercialmente como RAD-8 llegando a ser probablemente el segundo sistema más usado durante la década de los 70.

4. Desarrollo de los "Métodos de Convolución"

La operación matemática denominada "Convolución" implica el filtrado de una distribución con una función denominada "Núcleo". El núcleo es una función cuya integral sobre el dominio de la distribución es finita y cuya forma funcional es invariante a los desplazamientos en el espacio o el tiempo.

Si podemos definir un fenómeno físico en términos de la convolución de dos funciones (núcleo y distribución), podemos, basándonos en la teoría de sistemas lineales, simplificar los cálculos y aumentar la velocidad de los mismos, ya que aplicando el teorema de Fourier convertimos la integral en el producto de dos funciones: sus transformadas.

Han sido propuestos diferentes modelos de convolución, dependiendo del núcleo que se utilice. Los núcleos utilizados podemos agruparlos en tres tipos. Unos utilizan una función de dispersión puntual, otros realizan la convolución mediante un haz pincel y otros mediante una función de dispersión planar.

En el primer caso el núcleo describe el patrón de energía depositada en un medio infinito donde se produce la interacción de un fotón primario. Mackie (Mackie y cols. 1985) utiliza el método de Monte Carlo para obtener un núcleo denominado "primary dose spread array". El haz pincel describe la deposición de energía en un medio semi-infinito partiendo de un haz estrecho. El núcleo de dispersión planar describe la distribución de energía hacia delante y la retrodispersión de las interacciones que tienen lugar en un plano. Los núcleos pueden expresarse, en casi todos los casos, mediante representaciones analíticas compuestas, en general, por suma de funciones exponenciales. Como siempre surgen los problemas de velocidad. Bortfeld (Bortfeld y cols. 1993) consigue aumentar la velocidad de cálculo usando un haz pincel, a través de la convolución de la fluencia primaria con núcleos para varias profundidades.

La expresión general para la dosis absorbida en un punto r podemos ponerla como,

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} (E) \cdot \Psi(\vec{r} - \vec{r}') \cdot K(\vec{r}') dv dE$$

La aplicación de la transformada de Fourier nos permite pasar de la integración a una multiplicación de funciones, que expresadas en el espacio de Fourier podemos poner:

$$F(D) = F(T) \cdot F(K)$$

donde *T* representa el TERMA (energía total liberada por unidad de masa), la energía disponible para ser transportada por las partículas secundarias (fotones y electrones). Para que esta operación pueda realizarse, debe asumirse, como hemos dicho, que el núcleo de convolución es espacialmente invariante y que, por tanto, depende solamente de la relación relativa entre el punto de interacción y el de deposición de la dosis absorbida y, no, de la posición absoluta dentro del maniquí. Esta condición no se produce en una variedad de situaciones, generalmente, donde existen condiciones de falta de equilibrio electrónico, además de otros problemas como la variación espectral y la divergencia del haz. Estos dos últimos efectos son menores y pueden ser corregidos a través de factores multiplicativos, pero las situaciones como las heterogeneidades requieren variaciones muy locales. En estos casos, la aplicación del teorema de convolución no es posible y la ecuación de convolución debe ser modificada al menos por la profundidad radiológica, dando lugar a la denominada ecuación de superposición,

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} (E) \cdot \Psi(\rho \cdot (\vec{r} - \vec{r}')) \cdot K(\rho \cdot \vec{r}') dv dE$$
⁽²⁵⁾

donde los argumentos espaciales se han puesto en escala por la densidad en cada punto.

Es obvio que la resolución de la ecuación anterior requiere de un consumo mayor de tiempo de cálculo, para lo cual se han desarrollado técnicas especiales que reducen el mismo. En 1989, Anhesjö introduce el "collapsed cone" el cual mantiene la simplicidad conceptual de los algoritmos de convolución. Las distribuciones de dosis absorbida se obtienen derivadas a partir del espectro con núcleos de deposición polienergéticos, que se hacen convolucionar con la energía liberada por unidad de masa. El núcleo es subdividido en un número (*M*) de conos alrededor de un ángulo sólido de 4π . Todo el transporte de los electrones y fotones dispersos que ocurren dentro de un cono son acumulados (colapsados) en el eje del mismo. El transporte se considera solo a lo largo de estos ejes, reduciendo considerablemente el tiempo de cálculo necesario. Este ha sido uno de los algoritmos más utilizados por los nuevos planificadores. En el tema 4 profundizaremos en todos estos algoritmos presentados.

5. Evolución en el cálculo de los haces de electrones. El modelo de Fermi-Eyges

Los electrones tienen un comportamiento diferente de los fotones. Por un lado su absorción es muy rápida en agua y la dispersión lateral es grande, dando a las distribuciones, la clásica forma de champiñón. Por otro lado, tienen un comportamiento de contaminación fotónica generado, tanto en la cabeza del acelerador, como en el propio paciente.

Los procedimientos de cálculo han seguido prácticamente los mismos mecanismos que en el caso de los fotones, aunque, en general, el cálculo de las distribuciones ha sido más complejo modelarlo.

Las direcciones que se han utilizado son las siguientes:

- Modelos empíricos. Están basados en datos experimentales y tratando de obtener una representación matricial o funciones generadoras que permitan obtenerlas, partiendo de un limitado número de datos por procedimientos de interpolación.
- 2. Modelos de "Separación de la Componente Directa y Dispersa". En 1985 Dutreix y Briot (Dutreix y Briot 1985), desarrollan un algoritmo similar al usado por Cunningham (Cunningham 1972) para fotones. La separación artificial en componente directa y dispersa, aunque sin sentido físico, da lugar a resultados bastantes próximos a la distribución de la dosis absorbida. La componente directa es estimada como extrapolación de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad de radio cero. Esto es equivalente a la curva de porcentaje de un haz pincel. La ventaja del método es que pueden utilizarse muchas rutinas de fotones con pequeños cambios.

3. Modelos basados en la "Aplicación Directa de los Principios Físicos". El principio esta basado en la "teoría de Transporte de Boltzmann", de la que va hemos hablado. La aplicación de la teoría de la difusión para neutrones lentos fue primero hecha por Amaldi y Fermi (Amaldi y Fermi 1936), que da pie a un tratamiento similar para haces de electrones utilizando la denominada "Teoría de la Edad". Roesch (Roesch 1954) probablemente es el primero en aplicar esta teoría para la obtención de distribuciones de emisores beta. En 1975, Kawachi (Kawachi 1975) propone un modelo basado en la teoría de la difusión similar al aplicado en física de reactores nucleares. Se obtenían distribuciones de dosis absorbida medidas en un maniquí de agua para configuraciones particulares de distancia fuentesuperficie, tamaño de campo, etc. La "Teoría de la Edad" esencialmente describe la distribución de partículas, cuando éstas se supone que pierden la energía continuamente a una tasa igual al poder de frenado, $-\frac{dE}{dr}$ a pesar de que en medio homogéneo el poder de frenado másico es prácticamente constante en el rango de energía de aplicación clínica, y la dosis absorbida en electrones es directamente proporcional a la fluencia.

La ecuación de la edad, en la notación usada por Kawachi, se plantea a partir de la siguiente formula:

$$\frac{\partial D(r,\tau)}{\partial \tau} = k \nabla^2 \cdot D(r,\tau) + q(r,\tau)$$

donde $D(r, \tau)$ es la dosis absorbida en el punto r y edad τ , k es el coeficiente de difusión y q presenta la producción de electrones en el medio.

La variable τ es conocida como "edad de Fermi" y en su aplicación a los electrones viene a describir la "edad" de los electrones durante su travesía a través de la materia. Sin embargo, no es una unidad de tiempo, sino de (longitud)². Por tanto, la edad τ es igual al tiempo de moderación de los electrones multiplicado por el coeficiente medio de difusión sobre el tiempo *t* (edad cronológica de los electrones).

Al resolver la ecuación de la edad con algunas simplificaciones que faciliten el proceso, Kawachi obtiene un modelo de distribución de dosis absorbida para electrones, para un campo rectangular penetrando en un medio homogéneo, que en dos dimensiones podemos expresarlo como:

$$D(x,z) = A\left[erf\left(\frac{x_0 - x}{2\sqrt{k \cdot \tau}}\right) + erf\left(\frac{x_0 + x}{2\sqrt{k \cdot \tau}}\right)\right] \cdot \cos\left(f\left(\frac{z}{R_p}\right)\right) \cdot \\ \cdot \exp\left[-\frac{2\pi}{3R_p} \cdot \sqrt{k \cdot \tau}\right]^2 \cdot \left(\frac{F}{F + z}\right)^2$$

donde vemos que la dosis absorbida depende de la edad de los electrones, pero la relaciona con el coeficiente de difusión del medio *k*, a través de:

$$\sqrt{k \cdot \tau} = \left[\frac{cz}{R_p} + \rho\right]^n$$

A es una constante de normalización, R_p es el rango extrapolado y c, n y ρ parámetros arbitrarios usados para obtener el mejor ajuste de los datos.

 x_0 es la mitad del campo en la superficie que se puede modificar por la ley del inverso del cuadrado para haces divergentes. Por otro lado *erf* es la función error.

El argumento del término coseno es una función de $\frac{z}{R_{B}}$, que en su versión original es lineal, pero que para obtener representaciones más próximas a las distribuciones experimentales implican la modificación de este argumento usando un polinomio abstracto en *z*. Steben (Steben y cols. 1979) usa un polinomio de grado 2 mientras que Millán (Millán y cols. 1979) usan un polinomio de grado 6.

Partiendo del modelo de Kawachi se desarrollan otros, que tratan de mejorar la representación dividiendo el campo en pequeñas áreas cuadradas, y acumulando la dosis absorbida con la que contribuye cada haz. Sin embargo, la teoría de la difusión no es aplicable a los electrones excepto en puntos cerca de su alcance, donde el proceso de difusión es dominante. Por ello debe modificarse el argumento del coseno. El modelo cubre variaciones del tamaño del campo, campos irregulares e incidencia oblicua.

Otros modelos para la representación de un haz extenso de electrones han sido analizados (Nusslin 1979; Andreo 1985; Jette y Bielajew 1989a; Jette y cols. 1989b).

4. Modelo de "Dispersión Múltiple". La necesidad de encontrar modelos que permitan predecir el comportamiento de un haz de electrones en presencia de heterogeneidad, hace a los investigadores regresar a un planteamiento más físico y analizar los mecanismos de dispersión múltiple de los electrones primarios.

Para ello se acude al concepto de haz estrecho (*pencil beam*) que puede definirse en este contexto como aquel cuyas dimensiones en la superficie del maniquí son pequeñas comparadas con el alcance de los electrones primarios.

La principal ventaja de este concepto es que requiere almacenar una pequeña cantidad de información, suficiente para caracterizar el haz estrecho y luego, la componente directa, es obtenida por extrapolación de curvas de porcentaje de dosis en profundidad y, la componente dispersa, se obtiene por diferencia entre la dosis medida y la extrapolada a campo cero. Las penumbras son modeladas por funciones específicas y permite la corrección por heterogeneidades. Este algoritmo trabaja bastante bien en la mayor parte de las situaciones clínicas. Puede manipularse fácilmente para modelar diferentes situaciones como incidencia oblicua, curvatura de la superficie, irregularidad de la forma del campo, etc.

Parece que Lillicrap (Lillicrap y cols. 1975), es el primero en medir la distribución axial y lateral de un haz estrecho de 2,5 mm de diámetro incidiendo sobre la superficie de un medio homogéneo. Las características del haz extenso se obtenían por superposición de un gran número de haces elementales.

En 1978 Goiten (Goitein 1978), utiliza una representación gaussiana del haz estrecho para explicar cuantitativamente la ocurrencia de puntos fríos y calientes en zonas próximas a los bordes del extremo de una heterogeneidad.

El haz elemental es expresado en la forma:

$$G(x, y, \sigma(z)) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2(z)}} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2(z)}\right)$$

Si la lámina es considerada infinitamente estrecha y, al mismo tiempo, asumimos que no hay pérdida de electrones, puede demostrarse (Jette y cols. 1989b) que físicamente es como si un conjunto de haces estrechos gaussianos con una dispersión angular inicial se propagaran desde z=0 (este es el concepto de redefinición del haz). La forma del haz tiene una gran dispersión angular en puntos que atraviesan la heterogeneidad comparado con los puntos que no encuentran esta lámina de material más denso. Integrando la contribución de todos los haces estrechos obtenemos la distribución de dosis absorbida. Este es el camino fundamental, por el cual los modelos basados en la teoría de la dispersión múltiple trabajan para modelar los efectos de las heterogeneidades.

Los "pencil beams" de forma gaussiana (pincel gaussiano) fueron utilizados por otros, como Mandour y Harder (Mandour y Harder 1978) y Kozlov y Shishov (Kozlov y Shishov 1982). Sin embargo, lo que se requiere en los modelos es explicar no solo los efectos de la dispersión lateral del haz estrecho, si no también su dispersión angular, única vía para modelar correctamente las heterogeneidades. Esto se consigue a través de la "teoría de la dispersión múltiple de Fermi-Eyges".

En el tratamiento de Fermi no se tiene en cuenta la pérdida de energía que sufren las partículas debido a las colisiones. En 1948 Eyges (Eyges 1948) publica una solución de la ecuación diferencial de Fermi en condiciones de dispersión de ángulo pequeño, es decir, se asume las aproximaciones sen $0 \cong 0$ y cos 0 = 1, en las que se tiene en cuenta la pérdida de energía.



Cuando un pincel gaussiano incide en un maniquí homogéneo la distribución de isodosis tiene forma de gota (Figura 4). La dispersión lateral (σ) aumenta con la profundidad hasta una profundidad en que la dispersión es máxima. Superada esta profundidad hay una fuerte pérdida de electrones y la dispersión disminuye.

La teoría de dispersión múltiple de Fermi-Eyges tiene un número importante de limitaciones, especialmente al finalizar el alcance de los electrones y al no tener en cuenta la dispersión de ángulos grandes.

A pesar de ello, numerosos grupos han propuesto soluciones que compensen estas limitaciones y han sido ampliamente utilizados. Quizás los más conocidos correspondan a los trabajos de grupo de Brahme (Brahme y cols. 1981) y Hogstrom (Hogstrom y cos. 1981), que han sido implementados en la mayor parte de los planificadores hasta el momento presente, y que veremo en el tema 5 con más detalle.

Hoy día, algunos sistemas de planificación incorporan métodos de Monte Carlo en el cálculo de haces de electrones, suponiendo ello la superación y sustitución progresiva de los algoritmos de "pencil beam".

6. Evolución de la tecnología informática. Las herramientas de software aplicadas a la planificación radioterápica

Hemos analizado en los apartados anteriores la evolución de los sistemas de cálculo, utilizando sistemas de procesamiento de datos. Sin duda, esta tarea es probablemente la más importante que debemos exigirle a un planificador. Asegurar que el sistema nos proporciona una dosis absorbida por debajo del 5% en toda su distribución espacial, permite a la comunidad médica afrontar la escalada de dosis, que se presenta como un procedimiento para mejorar la ganancia terapéutica. Sin embargo, difícilmente podríamos optimizar los tratamientos, si no dispusiéramos de herramientas, que de forma simplificada, nos permitieran modelar las estructuras anatómicas del paciente y nos permitieran, de una manera flexible, presentar la forma y disposición de los haces y la presentación de los resultados del plan de tratamiento.

De forma general, podemos separar las funciones, tareas o programas, que están incluidas en un sistema de planificación, en varios apartados que se han desarrollado independientemente, para integrarse en los planificadores.

Un sistema de planificación podemos, por tanto, dividirlo en función de las siguientes tareas:

- Representación de la anatomía del paciente.
- Disposición y conformación de haces.
- Cálculo de la distribución de dosis absorbida.
- Presentación de resultados y técnicas de evaluación.
- Verificación del plan e intercambio de información.

Independientemente de la evolución que estas herramientas han tenido en el transcurso del tiempo, cualquier sistema de planificación ha incluido total o parcialmente estos aspectos. La representación espacial, tanto de la anatomía del paciente, como de la disposición y forma de los haces, así como, las dimensiones de la matriz de cálculo, han definido el tipo del planificador, clasificándolos en planificadores 2D, 2D¹/₂ o 3D.

Hasta el desarrollo de la "Tomografía Axial Computarizada" (*TC* en la actualidad) la representación, tanto de la anatomía, como de la geometría de los haces, era en dos dimensiones. La anatomía del paciente se representaba mediante contornos analógicos de la superficie del paciente, que representaban cortes anatómicos perpendiculares a la mesa de tratamiento. Las estructuras anatómicas internas eran dibujadas reescalando imágenes tomográficas obtenidas de cadáveres y, en los casos de mejor dotación tecnológica, era posible disponer de tomógrafos axiales analógicos. La disposición de los haces se hacía, en los casos en que se dispusiera de un simulador, a través de películas radiográficas realizadas con una incidencia igual a la que luego se utilizaría en la irradiación. Sobre las películas se diseñaba la forma de los campos. Era la época, definida por Fraass, de los planificadores "Dose Display". En ellas no se pretendía más que ver la distribución que de forma empírica el médico determinaba en el simulador. La matriz de cálculo era bidimensional, con lo cual, los efectos de dispersión del haz de los cortes adyacentes sobre el de cálculo, no eran tenidos en cuenta. Los cálculos se realizaban en planos paralelos individuales, con lo que la geometría del haz en los planos paralelos al que contiene al eje del haz tampoco eran tenidos en cuenta, por tanto la divergencia del haz se consideraba sólo en una sola dirección, no en dos, como suele suceder.

A partir de la incorporación de la TC a la práctica clínica habitual y, posteriormente, de la resonancia magnética (RM), se generó un conjunto de herramientas que permitían visualizar en tres dimensiones las estructuras anatómicas partiendo de la segmentación de la imagen que producían en los cortes de TC o RM (Figura 5). Estas herramientas permitían optimizar la disposición de los mismos desde el propio planificador. Así, el simulador pasaba a ser un dispositivo más propio de su nombre. Sin embargo, la costumbre generada hasta entonces, hizo desarrollar unos nuevos sistemas de tratamiento de imágenes y diseño de haces con la denominación de "Simulación Virtual". No obstante, durante toda la década, se mantuvo el cálculo en dos dimensiones, con la capacidad de visualizar las distribuciones en 3D. Solamente, se generalizan comercialmente, los sistemas de cálculo y visualización en 3D, desde la mitad de la década de los 90.



Figura 5

En cualquier caso, el desarrollo de los sistemas de imagen, con la incorporación de la "Radiografía Digital Reconstruida" (*RDR*), los sistemas de fusión y los procedimientos de evaluación, hacen que exista una ambigüedad para definir qué conjunto mínimo de herramientas debe incluir un planificador para clasificarlo como 3D y, por tanto, los tratamientos que puedan realizarse a partir de las planificaciones que proporcionan.

Fraass y McShan (Fraass y McShan 1994) han indicado las capacidades que debe de tener un sistema de planificación para ser considerado 3D y que señalamos a continuación, las más significativas:

- 1. Descripción completa de la anatomía en 3D, a partir de imágenes que se integren al planificador, sin sistemas que alteren la señal de adquisición.
- Los haces y las fuentes que debe ser definidos en un sistema de coordenadas tridimensional de manera que el diseño del haz cubra todas las posibilidades que permita la unidad de tratamiento.
- El cálculo de dosis absorbida debe ser realizado en una matriz 3D dentro del volumen de interés del paciente. El cálculo debe de considerar los siguientes efectos:
 - Forma tridimensional del paciente.
 - Efecto de la densidad electrónica proporcionada a través de la *TC* y su efecto sobre el haz primario.
 - Tratamiento tridimensional de la forma del campo y de la emisión de la fuente, como el tratamiento 3D de la divergencia del haz o los efectos de homogeneidad y simetría en la misión.
 - Efectos de dispersión y modificación del haz por la inclusión de elementos moduladores del haz, como cuñas, bloques y compensadores.
 - Efecto 3D de la dispersión tridimensional de las heterogeneidades en el paciente.
- 4. Las herramientas de evaluación de la dosis absorbida deben trabajar en 3D, así como la representación de la distribución de dosis absorbida.

Es evidente que el cumplimiento de estos requisitos, ha requerido del desarrollo de herramientas específicas, y una capacidad de hardware, que las haga posible. Cuanto más se aproxime un sistema, a cumplir con estos requerimientos, menos velocidad se dispone para optimizar las planificaciones y, por tanto, mayor potencia de cálculo es necesaria para hacerlos útiles en la práctica clínica diaria. Vamos a presentar una descripción rápida de la evolución histórica de todas estas herramientas. Un análisis en profundidad de las mismas se puede encontrar en el tema 9 del presente volumen.

6.1. Anatomía del paciente

Uno de los desarrollos más importantes de los sistemas de planificación ha sido la representación geométrica de la anatomía del paciente. Su importancia es fundamental en el proceso de diseñar un plan de tratamiento.

La información básica usada para generar una descripción volumétrica del paciente parte de la *TC*. Mediante este procedimiento imagenológico, podemos disponer de información de:

- Representación geométrica de la anatomía interna del paciente.
- Densidad electrónica en cada píxel en cada imagen, con la cual podemos utilizar los procedimientos de cálculo de heterogeneidades.

Por otro lado, la información proporcionada por la *TC*, es independiente del operador, así que la representación volumétrica de las estructuras es única, al estar limitada por protocolos de adquisición más rígidos. La "Resonancia Magnética", en cambio presenta considerables ventajas para discriminar contrastes, especialmente en tejidos, blandos. Sin embargo, al ser un sistema de imágenes por emisión de radiación que parte del objeto, la geometría puede diferir, dependiendo de las secuencias y el modo de adquisición que se utilicen. La resonancia es más susceptible a la distorsión geométrica, especialmente en zonas de gran diferencia de susceptibilidad magnética entre los tejidos, produciendo un fenómeno denominado desplazamiento químico (ver apartado 3.2 del tema 9).

Así pues, un solo sistema de imagen no va a ser capaz de proporcionar todas las necesidades requeridas para definir las estructuras anatómicas. Últimamente el desarrollo de los sistemas de imágenes permite proporcionar al medico información, no solo morfológica sino funcional de las propias estructuras de interés. Así, el desarrollo en los últimos años de las técnicas de *SPECT*, *PET* o "Espectroscopia por Resonancia Magnética", va a hacer que en el futuro se incorporen conjuntamente toda esta información a través de las técnicas de fusión de imágenes, tal como podremos ver en el tema 9.

Un aspecto vital es la presentación de la información proporcionada por las imágenes en el planificador. Todos los planificadores existentes en el mercado se esfuerzan por proporcionar herramientas que permitan facilitar la visualización de la anatomía y las diferentes estructuras implicadas en el proceso de la planificación. La representación más simple son los cortes únicos tal y como han sido adquiridos. Se dispone de herramientas de "CENTRO y VENTANA" que permiten modificar la escala de gris en función del tejido que se quiere observar y producir una diferencia en la visualización de contrastes. En general, una imagen de *TC* contiene alrededor de 12 bits para discriminar contraste mientras que los sistema de visualización en general son de 8 bit (Fraass y McShan 1994). Algunas veces se requiere relacionar varios cortes a la vez y los sistemas proporcionan múltiples ventanas en la pantalla presentando 2, 4, 9, 16, etc. o cualquier otra combinación de imágenes en el mismo"CANVAS". Una herramienta útil son los denominados "movie loop displays" que permiten con un desplazamiento del ratón desplazarse rápidamente en la dirección cráneo caudal del paciente. La presentación en múltiples ventanas permite seleccionar diferentes imágenes obtenidas por reconstrucción de planos diferentes, transversales, sagitales, coronales u oblicuos.

La representación tridimensional nos permite visualizar, a través de superficies 3D, volúmenes mediante un procedimiento denominado "RENDERIZACIÓN". A este proceso se pueden incorporar herramientas que modificando la transparencia en la representación de estructuras, nos permiten visualizar las estructuras interiores de las exteriores o aislarlas.

En la representación tridimensional se pueden obtener representaciones de volúmenes seccionados por planos ortogonales u oblicuos. En otros casos se puede obtener una representación axonométrica de la anatomía (Figura 6).

Para un ordenador una imagen médica no es más que una disposición de números que nos proporcionan la intensidad de cada vóxel y sus coordenadas espaciales. Un conjunto de estos vóxeles puede definir una estructura anatómica, o bien pueden pertenecer a diferentes estructuras. Una vez identificados como pertenecientes a una estructura, pueden representase tridimensionalmente.

La precisión y reproducibilidad de los métodos para crear estos volúmenes depende del procedimiento de agrupamiento de los mismos o método de definición.

Así, una estructura puede delimitarse manualmente agrupando todos los vóxeles interiores a un contorno definido previamente. Este proceso cuando el número de cortes es grande es un proceso tedioso que puede aliviarse utilizando programas de identificación de los píxel frontera entre dos estructuras cuyos valores en números Hounsfield varíen significativamente. A este proceso se le denomina "SEGMENTACIÓN".

Estos procesos han dado lugar a un conjunto de conceptos, terminología, etc. Así, hablamos de "Definición de objetos", cómo el etiquetado de vóxeles que definen una estructura.

La definición implica varias formas:

- 1. Segmentación identificando los grupos de vóxeles que comprende una región del cuerpo, por ejemplo, un corte de *TC* al contorno de una estructura.
- 2. Agrupación de diferentes regiones que corresponde a los contornos de la citada estructura en un mismo objeto.
- 3. El tercer paso es etiquetar todos los vóxeles dentro de las regiones agrupadas.

Como ya hemos indicado la segmentación puede ser manual, semiautomática y completamente automática sin intervención alguna del operador. Ejemplos de estructuras incluyen la superficie externa, pulmón, etc."

Una estructura es un objeto tridimensional con un conjunto de atributos como son una superficie y la densidad electrónica de los vóxeles que la incluyen.

Dentro de los objetos podemos distinguir tres tipos:

- Los que definen la superficie corporal.
- Los que definen objetos con significación anatómica.
- Aquellos en los que no es posible identificar total o parcialmente el agrupamiento de vóxeles con alguna estructura anatómica (volumen blanco, tumor).

En el último caso a veces es difícil definir la frontera entre tejido normal y patológico debido a manifestaciones como el edema, y debe de acudirse a agentes de contraste que preferentemente se concentran en algunos tejidos.

Métodos de segmentación

- Contorneado manual y semiautomático.
- Selección interactiva de píxel.
- "Interactive Thresholding".
- Propagación corte a corte.
- Interpolación.
- Clasificación bayesiana de píxel.
- Reconocimiento estadístico de patrones.
- Redes neurales.

Métodos de agrupamiento de regiones postsegmentación

- Selección interactiva de regiones.
- Morfología matemática.
- Álgebra de regiones.
- "Interactive Hierarchy Viewer".

6.2. Disposición y conformación de haces

Conocidas las áreas anatómicas de interés en el paciente y su situación topográfica relativa, los sistemas de planificación han dispuesto a lo largo de su desarrollo, de herramientas que permiten situar el haz en relación con la anatomía del paciente, darle forma y en definitiva obtener una disposición de haces, que cumpliendo los criterios dosimétricos óptimos, de acuerdo a la prescripción del medico, puedan trasladarse a la unidad de tratamiento para ser ejecutados.

La evolución en el tiempo de estas herramientas no ha estado siempre ligada al paciente. En los primeros sistemas, la disposición y representación se hacían asumiendo un maniquí uniforme y posteriormente en contornos tomados sobre el paciente donde se disponían los haces en un contorno central dentro del campo de tratamiento. Los órganos internos, como ya hemos comentado anteriormente, se proyectaban, en el mejor de los casos, sobre el interior del contorno, fotografías o dibujos de cadáveres reescalados a las dimensiones del contorno del paciente en cuestión.



Figura 6

A partir de la utilización de los procedimientos tomográficos de imagen y de las técnicas de visualización de estructuras era posible el desarrollo de sistemas de visualización de la geometría de los haces, siempre que se definieran unos sistemas de coordenadas que permitieran relacionar las diferentes geometrías. Unos ligados al paciente y otros a la unidad de tratamiento.

Con un mismo sistema de referencia la representación de los haces se realiza a través de una proyección cónica que parte de la fuente de radiación, y el sistema debe permitir visualizar en 3D las proyecciones del mismo sobre cada representación geométrica de la anatomía: cortes transversales, sagitales o coronales, así como, su proyección en representaciones volumétricas tridimensionales.

Se han desarrollado diferentes herramientas que permiten modificar la disposición de los haces mediante traslaciones y giros de la unidad de tratamiento tanto del brazo, colimador y mesa. Esta disposición de los haces debe definir las características de interacción del haz definido para poder obtener la distribución tridimensional de la dosis absorbida en cualquier forma de representación de la anatomía del paciente.

Entre las herramientas desarrolladas para la representación de los haces debemos distinguir las que han hecho que la precisión de la disposición de los haces con respecto a la anatomía mejorara sensiblemente la capacidad de planificar un tratamiento. Probablemente la más importante y, cuya denominación en la literatura anglosajona se ha convertido al uso común sin una traducción aceptable es la "BEAM EYE VIEW" (*BEV*).

La *BEV* es una herramienta introducida por McShan en 1979 (McShan y cols. 1979), pero que es incluida en los planificadores a partir de los años 80. Esencialmente consiste en una visualización de la anatomía del paciente vista desde la fuente emisora de radiación; es como si en la posición de la fuente se colocara el ojo del observador y graficara la imagen que observaría desde esa posición. El desarrollo de esta herramienta, además de permitir una mejor definición de la posición del campo con respecto a la anatomía, de manera que no hubiera dudas sobre que estructuras anatómicas estaban dentro o fuera del campo, permitió el desarrollo de campos y la otra para la verificación portal del haz de la unidad de tratamiento.

En el primer caso los procedimientos de inclusión de los bloques de conformación han seguido tres vías fundamentales. Antes del desarrollo del sistema *BEV*, los bloques se incluían digitalizando el contorno de los mismos dibujados en una placa de simulación. No todos los sistemas tenían la facilidad de correlacionar el sistema de coordenadas ligado al giro del colimador con la posición del sistema de coordenadas definido en el digitalizador. Existía una gran dificultad de optimizar el ángulo de colimación si la radiografía no se hacía de la misma manera. Con el desarrollo de los sistemas 3D y la herramienta *BEV*, los bloques de conformación se realizaban contorneando sobre la propia pantalla en la imagen proporcionada por el *BEV*. Además, esto permitía la inclusión de otras muchas herramientas como corregir la forma del contorno, moverlo, incluir puntos, etc. La precisión de conformación se adaptaba en 3D a la anatomía y era simple visualizar si la anatomía, tanto de volúmenes a tratar, como de órganos de riesgo estaban dentro del haz o no. Un sistema más desarrollado permite la realización de "AUTOBLOQUES" sin más que definir el órgano a incluir dentro del haz y la separación que debe existir entre el contorno de la estructura a irradiar y el contorno del bloque. La automatización de la definición de contornos permitía el cambio de la forma del bloque al modificar el *BEV* por giros o desplazamientos del haz (Figura 7).



Figura 7

Las facilidades de diseño de bloques de conformación dieron paso al desarrollo de compensadores, donde el área interna del contorno se cuadricula en una matriz y se selecciona un espesor para cada elemento de la matriz.

La incorporación de sistemas multilámina fue incluida en la definición de conformación, así como nuevas herramientas de edición y optimización de la posición de las láminas con respecto al contorno del volumen, de manera que el rizado de la penumbra motivado por las láminas fuera mínimo.

Los bloques generados, los compensadores y la disposición de las láminas del *MLC* exigían el desarrollo de aplicaciones que transfirieran la información a los cortadores automáticos o al propio acelerador. Esto ha dado lugar a una

puesta en común entre los fabricantes de estos dispositivos y los proveedores de sistemas de planificación para que ambos sistemas se entiendan y la transferencia sea automática.

Una mejora importante en la visualización de estructuras es la que permite visualizar un campo en el planificador con el mismo tipo de imagen que se utiliza para su verificación en la unidad. Esto dio lugar al desarrollo de la *RDR*. En esencia consiste, en una presentación *BEV*, la cual contiene una imagen del paciente en una escala de grises cuyo contraste es similar al que obtengamos con el sistema de verificación portal, con el fin de poder comparar ambas imágenes visual o automáticamente.

El procedimiento más simple consiste en trazar un conjunto de rayos partiendo de una fuente virtual, que atravesando la información proporcionada por los datos 3D de la tomografía realizada al paciente, finalizan en un plano donde se acumula en cada píxel en el que se ha dividido la imagen un valor de gris relacionado con la atenuación de la fluencia primaria por la geometría y la densidad atravesada en el paciente por cada rayo. Dado que la radiación dispersa usualmente proporciona poca información en la localización de la anatomía del paciente, no suele ser considerada en los cálculos. Así, si denominamos a I_0 , la fluencia incidente en el plano del isocentro, la imagen en ausencia de atenuación, la fluencia modificada al atravesar el paciente para cada rayo la podemos expresar como:

$$I = I_0 \cdot r^{-2} \cdot \exp\left(-\int \mu \cdot dx\right)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal y r la distancia del foco al plano de la imagen. La integral de línea es evaluada para cada rayo creado.

Para propósitos de correlación con la imagen portal, debe conocerse la relación entre los números CT y el coeficiente de atenuación para la energía de planificación, o para el rango de radiografía convencional, dependiendo del tipo de contraste que se requiera. Algunos métodos más sofisticados implican la utilización de algoritmos de convolución/superposición.

La presentación en pantalla de la *RDR* puede tener estructuras contorneadas, formas de campo, colimadores, rejillas fiduciarias superpuestas, etc. La obtención de la imagen *RDR* dispone de controles de brillo y contraste La calidad *RDR* puede ser especificada en términos de resolución espacial, resolución de bajo contraste, divergencia del rayo y linealidad espacial. La calidad de la imagen calculada es función de la resolución de los datos incluidos en el *TC* del cual parte, del tamaño de la matriz final calculada y de la curva de atenuación usada en el cálculo. Mientras que los detalles de bajo contraste son relativamente independientes del espesor de corte y espaciamiento, la resolución espacial sí lo es.

6.3. Presentación de resultados y técnicas de evaluación

Independientemente del algoritmo que hayamos utilizado para obtener la distribución espacial de dosis absorbida de un conjunto de campos de radiación. debe resolverse la necesidad de dar una representación gráfica a esta distribución de dosis. Los primeros intentos datan de la década de los 60. Los trabajos de Hallden (Hallden y cols. 1963) y Sterling (Sterling y cols. 1963), fueron pioneros en la representación de la distribución de dosis absorbida calculando la dosis en puntos de una matriz, en coordenadas cartesianas y los valores impresos en líneas en escala 1:1. Sistemas parecidos fueron utilizados por Bentley (Bentley 1964). Todos los sistemas utilizados requerían de procedimientos de interpolación que alteraban la exactitud de los resultados y que estaban en muchos casos condicionados por las características de impresión del dispositivo de impresión. En algunos casos, se idearon sistemas de representación de las curvas de isodosis en coordenadas polares que se desplazaban a lo largo del eje central en intervalos de 1 cm (Sterling y cols. 1963), y que fueron aplicados a los sistemas de impresión haciendo que el desplazamiento coincidiera con el movimiento de la impresora (Schoknecht 1964). Para obtener mayor facilidad en la interpretación de los datos, la impresión se realizaba utilizando símbolos uniformes para marcar todos los puntos. Las curvas de isodosis se dibujaban sobre la impresión posteriormente.

El desarrollo de los plóteres facilitó el dibujo y representación de las curvas de isodosis. Posteriormente, las distribuciones de dosis absorbida se presentaba sobre los cortes tomográficos y empezó a utilizarse la facilidad de realizar una copia de la pantalla.

El desarrollo actual de los sistemas de representación fue muy variado pero el objetivo no ha cambiado sensiblemente. En definitiva, lo que se pretende es tener una representación de la distribución de dosis absorbida a partir de curvas de nivel con un intervalo definido por el usuario o una representación en regiones donde el espacio entre dos valores determinados es impreso en un color determinado. En algunas situaciones es de gran importancia visualizar las superficies de isodosis que nos permiten, de una manera rápida, observar si el volumen de interés esta incluido o no dentro de un nivel de dosis absorbida. La utilización de transparencias nos permite visualizar el efecto de diferentes niveles de dosis (Figura 8a).

La representación espacial de la distribución de dosis absorbida es uno de los mecanismos más simples para la evaluación de la estrategia de un plan de irradiación. Pueden visualizarse en pantallas dobles dos distribuciones obtenidas para el mismo paciente y que el sistema presente de forma secuencial en cortes homólogos, las distribuciones correspondientes a cada estrategia (Figura 8b). También pueden crearse comparaciones cuantitativas obteniendo la distribución diferencia entre dos estrategias diferentes y representar en áreas coloreadas las regiones donde las diferencias sean significativas.



b)



Figura 8

La utilización de sistemas 3D lleva aparejado el hecho de que, la información de la que se dispone es muy grande y deben buscarse sistemas que permitan de una manera simple evaluar una estrategia o decidir entre dos próximas. Si esto se realiza con la observación directa de los planos de corte, en la mayor parte de las ocasiones el ejercicio es tedioso y difícil para físicos y médicos, debido a la cantidad de cortes que se utilizan en una planificación que obliga al operador a retener en la mente la imagen de mucho cortes para luego compararlos con otra situación en general muy parecida. En el momento actual casi todos los sistemas presentan alguna representación estadística de la distribución de dosis absorbida dentro de los volúmenes de interés que permiten tener una impresión global de lo que ocurre dentro del volumen. Sin embargo, no es hasta la incorporación de los histogramas de dosis-volumen, cuando la estadística de una distribución adquiere un valor fundamental. En esencia consiste en una representación gráfica o numérica de la cantidad de volumen que recibe una dosis dada (Figura 9). En planificación se distinguen dos tipos de histogramas, el que se conoce propiamente como diferencial y el acumulado en el que se indica qué volumen (absoluto o fracción) recibe una dosis seleccionada o superior a esta. Los algoritmos que se emplean para el cálculo de *HDV* en los sistemas de planificación, están basados esencialmente en un muestreo de volumen, bien absoluto o aleatorio.



6.4. Verificación del plan e intercambio de información

Una vez que un plan de tratamiento ha sido planificado y optimizado, su ejecución en las unidades de irradiación, implica una transferencia de información importante que se convierten en órdenes para las unidades de tratamiento.

La documentación que se genera sirve a diferentes propósitos, todos ellos implican comunicación de datos e imágenes que sirven para poder verificar el tratamiento en la unidad de irradiación y para documentar el proceso ejecutado.

Esta comunicación se realiza cada vez más, utilizando redes informáticas y protocolos de archivo de los datos alfanuméricos y de imagen. El planificador desde el punto de vista informático, se convierte en un servidor que distribuye a las diferentes áreas de trabajo la información requerida a través de un "DISTRIBUIDOR" que tiene diferentes características en la forma y capacidad de compartir y distribuir la información. Los protocolos de transmisión más ampliamente usados es el "Protocolo *TCP / IP*" ("Transport Control Protocol / Internet Protocol").

En el caso de las imágenes ha sido necesario la utilización de formatos que sean compartidos por todos los fabricantes. En el caso concreto de la Radioterapia, ha habido una búsqueda en la normalización de la información que utilizan los sistemas de planificación.

El protocolo generalmente más aceptado surge con la necesidad de incorporar imágenes al planificador. La unión de ACR ("American College of Radiology") y NEMA ("Nacional Electrical Manufactures Association") da lugar al protocolo DICOM en 1995, dirigido fundamentalmente al diagnóstico. En 1997 AAPM/RTOG tratan de realizar un protocolo específico para Radioterapia que incluya, no sólo imágenes, sino informaciones varias sobre la planificación. Finalmente en 1997 DICOM ("Digital Imaging Communication in Medicine") incorpora o amplía el protocolo con información específica para Radioterapia y nace DICOM-*RT* que tiende a ser aceptado por todos los fabricantes.

DICOM consta de dos partes:

- Formato de datos.
- Protocolo de comunicación.

El formato de datos es muy similar al formato de un fichero de ordenador y hay secciones dentro de DICOM que describen un formato de datos específicos para cada modalidad de imagen.

- *"RT* Plan".
- "RT Dose".
- "RT Treatment Record".

No todas las definiciones de objetos de información ("information object definitions", *IOD*) están incorporadas por los fabricantes en sus productos, de manera que cuando un equipo se dice que es DICOM o DICOM-*RT* debe de asegurarse que incorpora todos *IOD* que necesita el otro equipo para que la comunicación sea completa.

7. Los métodos de optimización. La planificación inversa. La planificación con funciones objetivo

Hasta aguí hemos analizado los sistemas de cálculo que nos permiten determinar la distribución de un conjunto de haces dentro de la anatomía del paciente. Una tarea complementaria sería obtener la mejor estrategia para la disposición de los campos de radiación de manera que la distribución se adapte de la mejor forma posible, a lograr el objetivo terapéutico por excelencia; esto es, que la dosis absorbida dentro del volumen de interés sea lo más homogénea posible y que fuera del mismo sea nula. Esta situación es prácticamente imposible, por existir un conjunto importante de limitaciones tanto en los sistemas de cálculo como en los propios mecanismos de irradiación. Los métodos de optimización, deben estar dirigidos a buscar procedimientos que faciliten y obtengan las mejores soluciones. Estos estarán basados en conseguir objetivos tanto físicos como biológicos. Desde el punto de vista físico, el avance más importante en los modernos sistemas de planificación, ha consistido en modular la fluencia que proporciona el acelerador de manera que se adapte a las necesidades de la distribución. La modulación más sencilla, lo hemos comentado anteriormente, pasa por limitar el área de los campos, de manera que la forma de los mismos se adapte al volumen. Una modulación más importante de la fluencia consiste en producir variaciones direccionales de la misma como ocurre al interponer una cuña en el haz. La incorporación en los planificadores de las facilidades de diseño de compensadores y, sobre todo, la utilización de los colimadores multilámina, ha permitido, a través de diferentes técnicas, la obtención de distribuciones de fluencia multidireccionales. La idea de usar la modulación de la intensidad para adaptar mejor la dosis al volumen de referencia, fue propuesta guizás por primera vez por Brahme (Brahme 1988), al encontrar una solución analítica del perfil requerido para tratar un blanco de forma circular con una zona interior protegida. Cormack (Cormack 1987a, 1987b) y Barth (Barth 1990), generalizan la solución a un blanco de forma cualquiera por descomposición en componentes circulares. Las soluciones al problema general son muy complejas, dando lugar, muchas veces, a situaciones que no pueden llevarse a una situación práctica. El problema fundamental de la terapia conformada modulada se convertiría, por lo tanto, en encontrar un conjunto de perfiles que modulen la fluencia de acuerdo a la incidencia del haz y que sean físicamente reproducibles, para obtener la mejor distribución que conforme la dosis en el volumen blanco. Esto ha sido identificado como "PROBLEMA INVERSO" (Figura 10). Con estas capacidades el proceso de selección de una estrategia cambia radicalmente de la planificación directa, donde se parte como entrada E de un conjunto de haces y se obtiene una distribución como salida S del problema, a la planificación de forma inversa, donde se parte de la distribución adecuada para el volumen en cuestión y se obtiene las características de fluencia de los haces.

PLANIFICACIÓN DIRECTA



Figura 10

No siempre es suficiente para obtener la mejor distribución del campo de radiación, la estrategia de disposición de haces y el conocimiento de sus distribuciones de fluencia, energías y pesos relativos entre ellos. No debe olvidarse que el objetivo de eliminar la población tumoral causando el menor daño posible a los tejidos adyacentes forma parte de la estrategia global.

Por otra parte, las poblaciones celulares siguen las leyes de la Radiobiología donde el factor tiempo y fraccionamiento es fundamental. Existen modelos, *BED* ("Biological Efective Dose"), que permiten relacionar el efecto en una población con un determinado fraccionamiento con otro cuyos efectos sean conocidos y estimar una dosis equivalente. Existen modelos que permiten estimar la probabilidad de controlar el crecimiento de una población o causar una

toxicidad inaceptable sobre un tejido. Se han desarrollado diferentes modelos que tratan de cuantificar esta respuesta en función de la dosis recibida y de las características de los tejidos irradiados, con el fin de incluirla como elementos ponderales en la optimización de la disposición de los haces. Entre ellos se encuentra el *TCP* ("Tumor Control Probabilities") y el *NTCP* ("Normal-Tissue Complication Probabilities") (Figura 11).



Figura 11	Fic	าน	ra	1	1	
-----------	-----	----	----	---	---	--

Ambos modelos probabilísticos nos permiten determinar un objetivo terapéutico con complicaciones mínimas, mediante una función denominada *UCP* ("Uncomplicated Tumor Control Probability"), definida como,

$$UCP = TCP \cdot \prod_{i} \left(1 - NTCP_i \right)$$
(30)

En las estrategias de optimización deberemos también incluir otros factores que nos permitan corregir o evaluar el efecto en la distribución de dosis absorbida que recibe el paciente debido a errores de posición y de movimiento de órganos. Si conocemos la funciones deterministas o probabilísticas de estos efectos podemos convolucionar su efecto con el resultado de una planificación estática y posteriormente aplicar los modelos radiobiológicos que tienen en cuenta el efecto del fraccionamiento, y el control y toxicidad que puede lograrse tratando de obtener la planificación óptima. La figura 12 nos muestra un esquema simple de un proceso de optimización en el que están incluidos estos efectos.



8. Conclusión

Una consecuencia de la evolución de los sistemas de planificación en radioterapia que se puede extraer de todo lo anterior, es que dichos sistemas han adquirido un protagonismo en el proceso de tal magnitud que han llegado, en el momento actual, a ser considerada como la pieza más importante por los profesionales de la Radiofísica dentro del medio hospitalario.

La evolución de las posibilidades de la tecnología informática y la comunicación entre sistemas, harán que los logros para irradiar un volumen blanco en las condiciones lo más próximas posible a las ideales, puedan llevarse a efecto y, con ello, aumentar el nivel de supervivencia y la calidad de vida de los pacientes.

Sin embargo, a medida que la tecnología aporta nuevas soluciones se imponen nuevos y más complejos sistemas de control de calidad que aseguren que la respuesta que nos proporcionan los planificadores sea la correcta. Por ello, se presenta como tarea fundamental para el radiofísico, no solo la comprensión del funcionamiento de estos sistemas sino la destreza en ejecutar programas de garantía de calidad que permitan evaluar su desempeño. A todo ello dedicamos los próximos temas.

9. Referencias

- [1] ANDREO P. (1985). *Broad beam approaches to dose computation and their limitations*. En: Nahum AE (ed). The computation of dose distribuitions in electron beams radiotherapy. Umea University, Sweden, 128-150.
- [2] AMALDI E., FERMI E. (1936). Phys. Rev. 50: 899.
- [3] BARTH N.H. (1990). *An inverse problem in radiation therapy*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 18(2):425-31.
- [4] BENTLEY R.E. (1964). *Digital Computers in Radiation Treatment Planning*. Brit. J. Radiol. 37: 748-755.
- [5] BENTLEY R.E., MILAN J. (1971). *An interactive digital computer system for radiotherapy planning*. Brit. J. Radiol. 44: 826-827.
- [6] BORTFELD T., SCHLEGEL W., RHEIN B. (1993). Decomposition of pencil beam kernels for fast dose calculations in three-dimensional treatment planning. Med. Phys. 20:311-318.
- [7] BRAHME A. (1988). *Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques*. Radiother. Oncol. 12: 129-140.
- [8] BRAHME A., LAX I., ANDREO P. (1981). Electron Beam Dose Planning Using Discrete Gaussian Beams: Mathematical background. Acta Oncologica, Vol. 20, №2, 147-158.
- [9] CLARKSON J.R. (1941). A note on depth doses in fields of irregular shape. Brit. J. Radiol. 14: 265-268.
- [10] CORMACK A.M., CORMACK R.A. (1987b). A problem in rotation therapy with X-rays: dose distributions with an axis of symmetry. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 13(12):1921-5.
- [11] CORMACK A.M. (1987a). *A problem in rotation therapy with X rays*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 13(4):623-30.
- [12] CUNNINGHAM J.R. (1966). Computation of multiple and moving beam distributions.Computer Calculation of dose distributions in Radiotherapy. Technical Reports Series n°57.
- [13] CUNNINGHAM J.R., MILAN J. (1969). *Radiation treatment planning using a display-oriented small computer*. Computer in Biomedical Research, Vol III, Stacy R.W. and Waxman B.C. Eds. (Academic Press), New York.

- [14] CUNNINGHAM J.R. (1972). *Scatter-Air Ratios*. Phys. Med. Biol. Vol. 17, N°1: 42-51.
- [15] DUTREIX A., BRIOT E. (1985). *The development of a pencil-beam algorithm for clinical use at the Institut Gustave Roussy*. The Computation of Dose Distributions in Electron Beam Radiotherapy. Nahum A.E., ed. (Umea University Press).
- [16] EYGES L. (1948). Multiple scattering with energy loss. Phys. Rev. 74 1534.
- [17] FRAASS B.A., MCSHAN D.L. (1994). *Three-Dimensional Photon Beam Treatment Planning*.43-95. Radiation Therapy Physics. Ed. A.R.Smith. Springer-Verlag.
- [18] GOITEIN M. (1978). A technique for calculating the influence of thin inhomogeneities on charged particle beams. Med. Phys. 5(4):258-64.
- [19] HALLDEN H., RAGNHULT I., ROOS B. (1963). *Computer method for treatment planning in external radiotherapy*. Acta radiol. I 407.
- [20] HOGSTROM K.R., MILLS M.D., ALMOND P.R. (1981). *Electron beam dose calculations*. Phys. Med. Biol. 26 445-459.
- [21] JETTE D., BIELAJEW A. (1989a). *Electron dose calculation using multiple-scattering theory: second-order multiple-scattering theory*. Med. Phys. 16(5):698-711.
- [22] JETTE D., LANZL L.H., PAGNAMENTA A., ROZENFELD M., BERNARD D., KAO M., SABBAS A.M. (1989b). Electron dose calculation using multiplescattering theory: thin planar inhomogeneities. Med. Phys. 16(5):712-25.
- [23] JOHNS H.E. (1953). *The Physics of Radiation Therapy*, first edition. American lecture series, publication n°116. A Monograph in the Bannerstone Division of American lectures in radiation therapy.
- [24] KAWACHI K. (1975). Calculation of electron beam distribution for radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 20: 571-577.
- [25] KOZLOV A.P., SHISHOV V.A. (1982). Calculation of high-energy electron dose distributions in tissue-equivalent media. Determination of the dose function of point unidirectional sources. Strahlentherapie. May;158(5):298-304.
- [26] LILLICRAP S.C., WILSON P., BOAG J.W. (1975). Dose distributions in high energy electron beams: production of broad beam distributions from narrow beam data. Phys. Med. Biol. 20(1):30-8.
- [27] MACKIE T.R., SCRIMGER J.W., BATTISTA J.J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15 MV X-rays. Med. Phys. 12:188-96.

- [28] MANDOUR M.A., HARDER D. (1978). Systematic optimization of the double-scatterer system for electron beam field-flattening. Strahlentherapie. May;154(5):328-32.
- [29] MCSHAN D.L., SILVERMAN A., LANZA D., REINSTEIN L., GLICKSMAN A. (1979). *Three dimensional radiation treatment planning and dose display utilizing interactive colorgraphics*. Br. J. Radiol. 52:478–481.
- [30] MAYNEORD W.V., LAMERTON L.F. (1941). A survey of depth dose data. Brit. J. Radiol. 14: 255-264.
- [31] MEREDIT W.J., NEARY G.J. (1944). *The production of isodose curves and calculation of energy absorption from standard depth dose data*. Part I and II, Brit. J. Radiol. 17: 126-130.
- [32] MILLÁN P.E., MILLÁN S., HERNÁNDEZ A., ANDREO P. (1979). Parametrisation of linear accelerator electron beam for computerised dosimetry calculations. Phys. Med. Biol. 24:825-827.
- [33] NÜSSLIN F. (1979). Computerized treatment planning in therapy with fast electrons: a review of procedures for calculating dose distributions. Medicamundi 24:112-118.
- [34] ORCHARD P.G. (1964). Decrement lines: a new presentation of data in cobalt-60 beam dosimetry. Brit. J. Radiol. 37: 756-763.
- [35] QUIMBY E.H., COHEN B. S., CASTRO V., MEREDITH W.J. (1956). Calculation of tissue doses and data for the production of isodose charts, using standard depth-dose tables. Radiology 66:667-685.
- [36] ROESCH W.C. (1954). *Age diffusion Theory for Beta Ray Problems*. General Electric, Hanford, Atomic Products Operations.
- [37] SCHOKNECHT G. (1964). Berechnung und Ausdrucken von Dosisverteilungen ftir die Co-60-Teletherapie mit dern Datenverarbeitungssystem IBM 1401 nach experimentel bestimmten. Ausgangswerten, Strahlentherapie 125, 75.
- [38] STEBEN J.D., AYYANGAR K., SUNTHARALINGAM N. (1979). *Betatron electron beam characterisation for dosimetry calculations*. Phys. Med. Biol. 24:299.
- [39] STERLING T.D., PERRY H., BOHR G.K. (1961). A practical procedure for automating radiation treatment planning. Brit. J. Radiol. 34: 726-733.
- [40] STERLING T.D., PERRY H., WEINKAM J.J. (1963). Automation of radiation treatment planning. III. A simplified system of digitising isodoses and direct print-out of dose distribution. Brit. J. Radiol. 36, 522-527.
- [41] STERLING T.D., PERRY H., KATZ I. (1964). *Automation of radiation treatment planning*. Brit. J. Radiol. 37: 544.

- [42] TSIEN, K.C. (1955). *The application of automatic computing machines to radiation treatment planning*. Brit. J. Radiol. 28: 432-439.
- [43] VAN DE GEIJN J. (1972). Computational methods in beam therapy planning. Comp. Progr. Biomed. 2, 15.
- [44] VASSILIEV O.N., WAREING T.A., MCGHEE J., FAILLA G., SALEHPOUR M.R., MOURTADA F. (2010). Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. Phys. Med. Biol. 55: 581–598.

10. Bibliografía

- [1] AIRD E.G., CONWAY J. (2002). *CT simulation for radiotherapy treatment planning*. Brit. J. Radiol. 75(900): 937-949.
- [2] BRAHME A., ROOS J., LAX Y. (1982). Solution of an integral equation in rotation therapy. Phys. Med. Biol. 27: 1221-1229.
- [3] CUNNINGHAM J.R. (1986). *Calculation and optimization for dose planning in radiation therapy. Radiation Therapy Treatment Planning.* Ed. Paliwal B.R. and Griem M.L. RSNA.
- [4] GALVIN J.M., SIMS C., DOMINIAK G., COOPER J.S. (1995). *The use of digitally reconstructed radiographs for three-dimensional treatment planningand CT-simulation*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31(4): 935-942.
- [5] GOITEIN M., ABRAMS M., ROWELL D., POLLARI H., WILES J. (1983). Multidimensional treatment planning: II, Beam's eye view, back projection and projection through CT sections. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 9: 789-797.
- [6] HOLMES W.F. (1970). *External beam treatment planning with the programmed console*. Radiology, 94: 391-400.
- [7] JOHNS H.E., CUNNINGHAM J. (1961-1983). *The Physics of Radiology*. Springfield.
- [8] KHAN F.M., SEWCHAND W., LEE J., WILLIAMSON J. (1980). Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Med. Phys. 7(3): 230-237.
- [9] KIJEWSKI P. (1998). *Network infrastructure: Hardware and Software*. Imaging in Radiation Therapy. AAPM.
- [10] KOZLOV A.P., SHISHOV V.A., ZABRODIN B.V., REGEL A.V. (1982). Application of scattering foil systems for forming large-sized uniform electron therapy fields. Strahlentherapy. Jul; 158(7): 432-9.

- [11] MANDOUR M.A., HARDER D. (1978). Calculation of the dose distribution of high-energy electrons within and behind tissue inhomogeneities of any width. II. Influence of multiple scattering. Strahlentherapy; 154(8): 546-53.
- [12] MCGEE K.P., DAS I.J., SIMS C. (1995). *Evaluation of digitally reconstructed radiograph (DRRs) used for clinical radiotherapy: A phantom study*. Med. Phys. 22: 1815-1827.
- [13] MCNUTT T.R., MACKIE T.R., RECKWERDT P.J., PAPANIKOLAU N. (1996). Calculation of portal dose images using the convolution/superposition method. Med. Phys. 23(4): 527-535.
- [14] PURDY J.A. (1994). Evolution of three-dimensional Radiation Therapy Treatment Planning. RSNA Categorical Course in Physics. Radiation Therapy. 9-15.
- [15] RATHEE S., FALLONE B.G., ROBISON D. (2002). *Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography*. Med. Phys. 29(19: 86-89.
- [16] SÁNCHEZ J., LÓPEZ LÉRIDA J. (2000). Redes. McGraw Hill. ISBN: 84-481-2771-4.
- [17] SHEROUSE G.W., NOVINS K., CHANEY E.L. (1990). Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 18: 651-658.
- [18] STERLING T.D. (1966). Single field distribution derived by theoretical method as compared with empirical data. Computer Calculation of dose distribution in Radiotherapy. Technical Reports Series n°57.
- [19] VAN DE GEIJN J. (1963). Compensation for the effect of oblique incidence of cobalt 60 radiation beams in teletherapy. Brit. J. Radiol. 36: 56-62.
- [20] VAN DE GEIJN J. (1963). Dose distribution in moving beam cobalt 60 teletherapy: a generalized calculation method. Brit. J. Radiol. 36: 879-885.
- [21] VAN DE GEIJN J. (1965). The computation of two and three dimensional dose distributions in cobalt 60 teletherapy. Brit. J. Radiol. 38: 879-885.
- [22] VAN DE GEIJN J. (1965). *The construction of individualised intensity modifying filtres in cobalt 60 teletherapy*. Brit. J. Radiol. 38: 865-870.
- [23] VAN DE GEIJN J. (1966). Computation of dose distributions using wedge and compensating filtres; correction for irregular body contours. Computer Calculation of dose distributions in Radiotherapy. Technical Reports Series n°57.
- [24] VAN DE GEIJN J., CHIEN I.C., POCHENG C., FREDERICKSON H.A. (1980). A unified 3-D model for external beam dose distributions. Umegaki Y., ed. Computers in radiation therapy. Proceedings of the Seventh International Conference of the Use of Computers in Radiotherapy. Tokyo: 203-207.

Tema 2: Fundamentos y etapas de la dosimetría clínica

Esther Millán Cebrián

Fundamentos y etapas de la dosimetría clínica

Esther Millán Cebrián Servicio de Física y PR Hospital Clínico "Lozano Blesa". Zaragoza emillan@salud.aragon.es.

1. Objetivo de la Radioterapia (RT)

Antes de pasar a describir las diferentes etapas de que consta la planificación y la dosimetría de los tratamientos de pacientes con *RT*, vamos a hablar, aunque de forma resumida, de los objetivos y fundamentos de la Radioterapia. Nos centraremos en el caso de las técnicas que utilizan haces externos de radiación (*RT* externa).

De forma global puede hablarse de Radioterapia para los siguientes tipos de tratamiento:

 Radical de enfermedades malignas, cuyo objetivo es disminuir el número de células tumorales a un nivel que alcance un control tumoral local permanente. Los volúmenes a irradiar deben incluir cualquier tumor demostrado y también aquellos en que pueda esperarse enfermedad subclínica con un nivel determinado de probabilidad.

Estos volúmenes diferentes deberán irradiarse con distintos niveles de dosis absorbida. Además, si se ha extirpado previamente el tumor, el tejido que queda puede tener enfermedad subclínica cuyos límites no siempre están bien determinados.

- Paliativo de enfermedades malignas. En este caso se trata de disminuir los síntomas de una enfermedad maligna. El tratamiento puede incluir todo o solo parte del tumor demostrado.
- Enfermedades no malignas. Puede o no incluir todos los tejidos afectados.

En general, las recomendaciones internacionales, cuando hablan de Radioterapia se suelen referir al primer tipo.
En cualquier caso con los tratamientos radioterápicos se trata de conseguir una distribución de dosis absorbida uniforme en el volumen blanco y una dosis absorbida tan baja como sea posible en los tejidos sanos alrededor de ese volumen.

La radioterapia puede darse con una gran variedad de tipos y energías de haces de radiación, de tamaños y formas de campos y con dos diferentes convenciones de posicionamiento: bien todos los haces con distancia fuente-superficie (*DFS*) fija o bien con técnica isocéntrica a distancia fuente-isocentro (*DFI*) constante.

El proceso de preparación y ejecución de estos tratamientos se denomina dosimetría clínica y es una de las etapas del proceso radioterápico completo en el que se encuentran involucrados profesionales de diferentes disciplinas.

2. Etapas del proceso radioterápico

Desde que un paciente acude a un Servicio de Radioterapia se sigue con él un proceso complejo, atendido por diferentes profesionales, en el que podemos considerar etapas bien definidas, que describimos a continuación.

- En primer lugar es preciso realizar una "Definición clínica completa", en la que se determina la localización y extensión del tumor, estadio, morfología, tipo, etc.
- A continuación se **decide la terapia** con haces externos de radiación y la prescripción del tratamiento.

En ambas etapas, los profesionales implicados son los médicos oncólogos radioterapeutas.

• Se procede a "Localización-simulación. Planificación del tratamiento"

Comprende las actividades asociadas con la determinación de cómo se va a llevar a cabo el tratamiento (AAPM 1998), y puede desglosarse en los siguientes apartados:

- a) Posicionamiento e inmovilización del paciente. Se establecen marcas de referencia y se define un sistema de coordenadas en el paciente. Se determinan los sistemas de inmovilización que serán requeridos para asegurar una posición lo más fija posible del volumen durante todo el tratamiento.
- b) Adquisición e introducción de datos del paciente. Son las actuaciones dirigidas a la adquisición e introducción de información de los pacientes a partir de imágenes tomadas en *TC*, *RM* u otro sistema de imagen, en el sistema de planificación.

- c) Definición de la anatomía. Se trata de definir y visualizar contornos y superficies de estructuras normales y críticas del paciente, para lo cual es preciso:
 - Registrar geométricamente todos los datos de entrada de las imágenes así como de la simulación: películas, posición del paciente, etc.
 - Definir contornos, a ser posible mediante información de diferentes modos de imagen, y generar volumen 3D.
 - Generar la representación en densidad electrónica de *TC* o de información densitométrica de áreas determinadas.
- d) Prescripción de la dosis absorbida y de los límites de dosis absorbida para órganos de riesgo.
- e) **Definición de la técnica de tratamiento.** En muchos casos nos centraremos en el caso de *RT* 3D conformada, que ha venido siendo la más usual, y cuyos aspectos básicos son extrapolables a otras técnicas:
 - Determinar la disposición de la fuente o de los haces.
 - Generar visualización de proyecciones desde el punto de vista del haz (*BEV*).
 - Diseñar formas de campos mediante bloques, MLC, etc.
 - Determinar modificadores del haz (compensadores, cuñas).
- f) Cálculo de dosis absorbida.
 - Seleccionar el algoritmo y la metodología, retícula de cálculo, ventana, etc.
 - Realizar los cálculos de dosis absorbida.
 - Asignar pesos y realizar normalizaciones relativas y absolutas.

En el caso de *RT* por "Intensidad Modulada" (*IMRT*) suelen usarse sistemas que permiten planificación inversa, en los que, como ya se ha visto en un tema anterior, el sistema determina la técnica de tratamiento y presenta la distribución de dosis absorbida obtenida a partir de unas condiciones dosimétricas introducidas por el usuario. Estas condiciones incluyen prescripción de dosis en volúmenes a tratar, restricciones en órganos de riesgo, así como prioridades de cumplimiento de cada condición, que el programa tendrá en cuenta fundamentalmente en casos de incompatibilidad de dos o más condiciones.

Existen tendencias de cálculo de *IMRT* mediante planificación directa, si bien, aunque el debate existe entre ventajas e inconvenientes de ambos métodos, la más generalizada a día de hoy es la planificación inversa.

g) Evaluación del plan.

- Generar vistas de dosis absorbida 2D y 3D.
- Realizar comparaciones visuales.
- Utilizar el análisis de Histograma Dosis-Volumen (HDV).
- Calcular y analizar valores de *NTCP* (Complicaciones en tejido normal) y de *TCP* (Probabilidad de control tumoral).
- Usar herramientas de optimización automática.

h) Implementación del plan.

- Ajustar y registrar el paciente real con el plan de simulación y verificación del plan.
- Calcular "Unidades Monitor" o tiempo.
- Generar un registro de salida.
- Transferir el plan al sistema de registro y verificación.
- Transferir el plan a la máquina de tratamiento.

i) Revisión del plan.

- Realizar una completa revisión de todos los aspectos del plan antes de su implementación.
- Una vez realizada la planificación será preciso "Verificar las condiciones de irradiación previstas, ya sobre el paciente (simulación propiamente dicha del tratamiento) y posteriormente realizar la puesta en tratamiento definitiva".

Finalizada la planificación, con un plan de tratamiento ya seleccionado e informado, es preciso verificar las condiciones de irradiación en la geometría de tratamiento, dentro del proceso de "Simulación del tratamiento".

Aunque los actuales sistemas de planificación permiten analizar de forma automática la compatibilidad de diferentes condiciones geométricas o modificadores del haz, conviene verificar que las diferentes entradas de los haces sobre el paciente son viables, que las condiciones reseñadas de giros, distancias, etc. se reproducen correctamente. Puede hacerse bien sobre un equipo de simulación que sea capaz de reproducir todas y cada una de las características de la unidad de tratamiento, o bien sobre la propia unidad.

También los nuevos sistemas de comunicación en red de los sistemas de planificación y las unidades de tratamiento (aceleradores), obligan a verificar que el traspaso de datos se ha realizado de forma correcta. En su defecto, y de forma redundante, es preciso verificar los datos que se han introducido de forma manual y/o han sido registrados en las hojas de tratamiento, y que deben ser los imprescindibles para un correcto posicionamiento del paciente por parte del personal encargado.

En el caso de tratamientos con *IMRT*, al utilizarse segmentos cuya dosimetría puede ser crítica, y para los que la posición real de las láminas del colimador es también determinante para conseguir las distribuciones de fluencia requeridas, existe una etapa intermedia de **verificación dosimétrica** antes de proceder al tratamiento del paciente.

Los sistemas de visión portal o las radiografías portales, suministran imágenes que son proyecciones de los campos de irradiación superpuestos con la anatomía del paciente. Igualmente sistemas que reconstruyen imágenes en 3D del paciente en las unidades de tratamiento mediante los propios haces de tratamiento o sistemas de *RX* de baja energía adicionales, permiten comparaciones con las reconstrucciones 3D del paciente en el proceso de planificación. Tanto si se obtienen el primer día de tratamiento como si son realizadas con la periodicidad fijada por el médico radioterapeuta de acuerdo con el procedimiento establecido en el Servicio, se compararán también con las imágenes obtenidas en planificación y permitirán una verificación de las condiciones de tratamiento.

Una vez verificados todos estos parámetros, puede realizarse ya la **puesta** en tratamiento.

• Verificación durante el tratamiento.

A lo largo del tratamiento debe establecerse una sistemática de verificación de que los datos de tratamiento no se han modificado así como de que el registro del mismo se hace de forma correcta.

Lo ideal sería poder realizar una dosimetría "in vivo" durante cada tratamiento en unas condiciones determinadas, que confirmara que se está impartiendo según la planificación. Sin embargo, la dificultad de utilizarlo en rutina por diferentes cuestiones prácticas, hace que en general solo se realice de forma sistemática para tratamientos muy específicos (irradiación corporal total) o que presenten alguna dificultad añadida.

Las tendencias actuales se dirigen en una doble vía. Por una parte, para asegurar el correcto posicionamiento de los volúmenes a irradiar (técnicas de imagen incorporadas a los equipos de tratamiento, radioterapia guiada, etc.), y por otra, para comparar distribuciones reales de dosis impartidas por cada campo aprovechando la existencia de los equipos de imágenes portales electrónicos (*EPID*) en los aceleradores. Para esto se requieren algoritmos específicos que transformen las distribuciones de señal obtenidas en cada caso en distribuciones de fluencia en el nivel deseado, que puedan compararse con las obtenidas en planificación. El futuro próximo parece esperanzador en este sentido.

De hecho, el registro sistemático de las posibles variaciones inter o intrafracción permite identificar posibles deficiencias en la cadena de planificación y tratamiento, así como definir las condiciones particulares de trabajo en el centro lo que puede traducirse en una mayor exactitud en la definición de volúmenes de tratamiento.

En todas estas etapas están implicados el médico oncólogo radioterapeuta, el radiofísico hospitalario y el técnico en *RT*.

• Seguimiento del paciente

El paciente debe ser también visto a lo largo del tratamiento por el médico radioterapeuta con el fin de analizar su evolución y posibles reacciones normales o anómalas de acuerdo con el tipo de tratamiento que se le está realizando.

Implicación del médico oncólogo radioterapeuta

• Registro de cada una de las etapas.

Los parámetros resultantes de las diferentes etapas deben quedar claramente registrados, de forma que puedan ser analizados en cualquier momento, incluso una vez finalizado el tratamiento.

• Análisis de resultados

El seguimiento posterior del paciente permitirá sacar conclusiones de los resultados del tratamiento.

Conviene también realizar análisis globales de grupos de pacientes, sobre todo cuando se cambia de técnica para una determinada localización.

3. Documentos internacionales. Definición de criterios básicos, legislación

Las recomendaciones internacionales dirigidas a sistematizar el proceso de tratamientos radioterápicos intentan, por una parte, fijar unos criterios mínimos a seguir por los diferentes centros de forma que puedan establecerse sin problemas comparaciones entre distintas técnicas de un mismo tratamiento, y, por otra, establecer criterios de calidad básicos para las sucesivas etapas del proceso.

Los documentos más completos han sido publicados por diferentes organizaciones o comités científicos, como por ej. la "American Association of Physicists in Medicine" (AAPM), la "European Society for Therapeutic Radiology and Oncology" (ESTRO 1995, 2004), la "Internacional Commission on Radiation Units and Measurements" (ICRU) y la "Radiation Therapy Oncology Group" (RTOG).

Por otra parte, en nuestro país, existe una reglamentación de obligado cumplimiento en relación a la aplicación radioterápica (*RD* 1566/1998), y que hay que tener en cuenta a la hora del trabajo práctico.

En lo que sigue pasamos a describir únicamente aquellas etapas en las que de una u otra forma nos encontramos implicados los radiofísicos con nuestro trabajo.

4. Dosimetría clínica

En la actualidad esta etapa tiene gran importancia en el proceso de tratamiento, ya que en ella se pretende:

- Determinar la posición de tratamiento del paciente.
- Identificar los volúmenes y órganos de riesgo.
- Determinar y verificar la geometría de los haces de tratamiento.
- Generar radiografías de cada haz para comparar con las obtenidas en tratamiento.
- Adquirir datos del paciente para planificación.

En cualquier caso, se parte de un sistema de posición e inmovilización del paciente para la adquisición de datos y determinación de la geometría de los haces.

4.1. Posición del paciente y dispositivos de inmovilización

Estos dispositivos persiguen un doble objetivo:

- Inmovilizar al paciente a lo largo del tratamiento.
- Permitir una mayor reproducibilidad del posicionamiento tanto en la simulación del tratamiento como a lo largo de dicho tratamiento.

Pueden ser desde útiles muy simples a dispositivos más específicos (Figuras 1 y 2), y la extensión de su uso depende en gran manera de la necesidad de precisión según la localización de la zona a irradiar.

Los más generalizados son los accesorios utilizados para tratamiento de cabeza y cuello (Figura 2), normalmente preparados en materiales termoplásticos, por los particulares requerimientos de estos tratamientos.



Figura 1. Dispositivos de inmovilización piernas-pies.



Figura 2. Ejemplo de preparación y resultado de inmovilizadores de cabeza-cuello.

Hay que resaltar técnicas especiales de tratamiento, como por ej. la radiocirugía, para las que no son adecuados los sistemas convencionales de inmovilización y requieren de otros más sofisticados como se describirá en otro tema de este volumen (sistema estereotáxico).

4.2. Adquisición de datos del paciente

Esta es una parte fundamental de todo el proceso de planificación.

Según el tipo de evaluación de dosis absorbida que se pretenda, la cantidad de datos requeridos será mayor o menor, desde medidas de distancias sobre la piel, determinando contornos lineales simples, pasando por adquisición de estudios *TC* o el uso de procedimientos de fusión de imágenes obtenidas con diferentes técnicas. Fundamentalmente los datos necesarios son:

- Las dimensiones del paciente, imprescindibles para el cálculo de tiempos (*UM*) de tratamiento y que pueden obtenerse mediante una regla, a partir de cortes de *TC* o por otros medios.
- Unas marcas sobre el paciente para poder reconstruir en tratamiento lo planificado (Figura 3).



Figura 3. Marcas sobre el paciente y luces láser para centraje.

En planificación de tratamientos de 2 dimensiones (2D) se requeriría además:

 Un único contorno del paciente tomado con pantógrafo (Figura 4) o varilla flexible, dibujado sobre papel y con puntos de referencia marcados. Normalmente este contorno se tomaba en un plano transversal a nivel del isocentro (o centro del volumen de tratamiento).



Figura 4 . Pantógrafo tradicional.

- Radiografías de simulación para comparar con las obtenidas durante el tratamiento.
- Para campos irregulares, puntos de interés marcados sobre radiografías de simulación y alturas y espesores en esos puntos medidos sobre el paciente.
- Los órganos de riesgo se identificaban a partir de espesores medidos sobre radiografías de simulación.

En el caso de 3D se necesitan imágenes de *TC* de la zona a tratar que puedan dar información completa del paciente en 3 dimensiones.

Sobre esas imágenes (o sobre las obtenidas con otra técnica):

- Se delimita el contorno externo.
- El oncólogo radioterapeuta delinea los volúmenes de interés.
- Pueden realizarse correcciones de heterogeneidad punto a punto.
- Para comparación con las imágenes obtenidas durante el tratamiento pueden usarse Radiografías Reconstruidas Digitalmente (*RDR*)) o reconstrucciones volumétricas.
- La geometría de tratamiento puede determinarse directamente sobre las imágenes *TC*, permitiendo un ajuste más adecuado a la forma del volumen blanco y reduciendo la dosis absorbida de los órganos sanos de su alrededor.

4.3. Definición de la anatomía. Delineación de volúmenes. Tipos de volúmenes

La definición de volúmenes de tratamiento es un prerequisito para la planificación en 3D o *IMRT* y para poder realizar una adecuada información de los tratamientos.

Este proceso consta de diferentes etapas, pueden definirse distintos volúmenes y, además, es preciso tener en cuenta posibles cambios entre los volúmenes y los haces de irradiación durante el tratamiento (movimientos del paciente, inexactitudes en el posicionamiento, reducción de la zona tumoral, etc.).

Los documentos ICRU 50 y 62 (ICRU 1993,1999) definen y describen aquellos volúmenes que ayudan al proceso de planificación y dan la base para poder realizar una comparación de diferentes tratamientos. En ellos se han definido volúmenes fundamentales que describimos a continuación (Figura 5), a determinar en diferentes etapas de la planificación. Nombraremos con la terminología inglesa aquellos en los que ésta se encuentra más generalizada en el ámbito profesional.



Figura 5. Descripción de volúmenes de interés.

Antes de la planificación del tratamiento es preciso definir dos tipos de volúmenes:

 "Gross Tumour Volume" (*GTV*) o "Volumen Tumoral Visible", que contiene la extensión de tumor visible o palpable. Generalmente se corresponde con la parte donde la concentración de células tumorales malignas es máxima. Si se ha extirpado el tumor (cirugía) antes de la *RT*, no puede definirse *GTV*.

Se basa normalmente en la información obtenida a partir de diferentes modalidades de imagen, diagnóstico y exámenes clínicos.

 "Clinical Target Volume" (CTV) o "Volumen Tumoral Clínico", que contiene un margen añadido al GTV para incluir diseminación directa local subclínica. Pueden tomarse también otros CTV donde aunque no contengan tumor demostrable, se sospeche la existencia de células malignas. Este volumen debe ser tratado con una dosis adecuada para conseguir el objetivo de la Radioterapia.

La definición de estos volúmenes se basan únicamente en cuestiones anatómicas, topográficas y biológicas, sin tener en cuenta factores técnicos de tratamiento, y suele ser determinada por el oncólogo radioterapeuta que ha realizado las consultas necesarias a otros especialistas. Suele determinarse con un margen fijo o variable alrededor del *GTV*, aunque en algunos casos es el mismo *GTV*. Pueden existir diferentes *CTV* no contiguos que pueden requerir distintas dosis absorbidas.

Durante el proceso de planificación deben determinarse otros volúmenes:

 "Planning Target Volume" (PTV) o "Volumen Tumoral Planificado", es un concepto geométrico usado para planificación, y se define para seleccionar los tamaños y disposición de haces adecuados para asegurar que se imparte realmente en el CTV la dosis absorbida prescrita. La delineación del PTV implica un compromiso y responsabilidad tanto del radioterapeuta como del radiofísico, en lo que respecta a la inclusión de márgenes alrededor del CTV.

Para poder determinar los márgenes se recomienda pensar en dos tipos de incertidumbres, unas internas y otras de posicionamiento.

- Margen interno: debe añadirse al CTV para compensar movimientos fisiológicos esperados y variaciones del tamaño, forma y posición del CTV durante el tratamiento, en relación a un punto de referencia interno y a un sistema de coordenadas y suele ser asimétrico. Se define así el "Internal Target Volume" (ITV) como el obtenido al añadir al CTV el margen interno.
- Margen de posicionamiento: para tener en cuenta incertidumbres (inexactitudes y falta de reproducibilidad) en el posicionamiento del paciente, de los haces de radiación planificados y durante la puesta en tratamiento. Estas incertidumbres dependen de varios tipos de factores:
 - variaciones en la posición del paciente,
 - · incertidumbres mecánicas del equipamiento,
 - incertidumbres dosimétricas,
 - errores de transferencia del *TC* y simulador a la unidad de tratamiento,
 - factores humanos.

La penumbra de los haces de radiación no se considera al delinear el *PTV*, por lo que debe tenerse en cuenta al fijar las dimensiones de los campos.

Este volumen tiene en cuenta factores tanto anatómicos como biológicos así como factores de reproducibilidad del tratamiento y puede variar de centro a centro o incluso en un mismo centro para diferentes unidades de tratamiento (Figura 6). Es equivalente al "volumen blanco" de recomendaciones anteriores y es el volumen que se usa para el cálculo de dosis absorbida y para la especificación de la dosis blanco.



Figura 6. Volúmenes en un corte. Tratamiento gástrico.

Suele determinarse con un margen fijo o variable alrededor del CTV.

 "Órganos de riesgo" (OR). Los órganos de riesgo son tejidos normales cuya sensibilidad a la irradiación puede influenciar significativamente la planificación y/o la dosis absorbida prescrita.

En general, los órganos de riesgo pueden dividirse, según sean las lesiones por radiación, en:

- Clase I: si son fatales o resultan en una morbilidad severa.
- Clase II: si resultan en una morbilidad moderada.
- Clase III: si son ligeras, reversibles o resultan en una morbilidad no significativa.

Existen en la bibliografía estimaciones de las dosis límites para tejidos normales.

Hay que prestar atención a aquellos órganos que aunque no se encuentren próximos al volumen de tratamiento tienen una dosis de tolerancia muy baja.

También deben definirse unos márgenes para los órganos de riesgo. Al volumen incluyendo estos márgenes (internos y de posicionamiento) se le llama *PRV* ("Planning Organ at risk Volume"), si bien su uso no está muy extendido.

Como resultado de la planificación pueden describirse más volúmenes:

- "Volumen Tratado" (*TV*), como el volumen encerrado en una determinada superficie de isodosis, que se considera apropiada para conseguir el propósito del tratamiento. Si el *TV* no engloba totalmente el *PTV*, la probabilidad de control tumoral se reduce, lo que puede hacer necesario el replanteamiento del plan.
- "Índice de Conformidad" (*CI*). Puede emplearse cuando el *PTV* está totalmente englobado por el *TV*, se calcula como el cociente entre el *TV* y el volumen del *PTV*, y puede usarse como parte del procedimiento de optimización.
- "Volumen Irradiado" (IV) es el volumen de tejido que recibe una dosis absorbida que se considera significativa en relación a la tolerancia de los tejidos normales.

La planificación propiamente dicha, consiste en la delineación del *CTV*, la prescripción de la dosis absorbida para ese tumor, y la determinación de la técnica de radiación que consiga un tratamiento óptimo de acuerdo con los objetivos de la *RT*.

El informe 83 de la ICRU (ICRU 2010) propone recomendaciones particulares para el caso de *IMRT*.

Así por ejemplo, hace particular hincapié en la utilización de diferentes modalidades de imagen que pueden informar de factores biológicos e información funcional, permitiendo así delimitar subvolúmenes donde convenga dar una dosis adicional.

Los criterios de ampliación del *CTV* para definir el *PTV* y su trascendencia en la prescripción se discuten también en el nuevo protocolo, así como el caso de volúmenes con intersecciones y que presenten condiciones contradictorias entre si.

Dadas las particulares características de las distribuciones de dosis que pueden obtenerse con *IMRT*, donde para conseguir los criterios impuestos a la planificación podría suceder que se produjeran máximos indeseados fuera de los volúmenes definidos, conviene tener en cuenta a la hora de definir órganos de riesgo, algunos (como por ej. la mandíbula en cabeza y cuello) que en tratamientos convencionales no suelen tenerse en cuenta.

Pero las diferencias fundamentales con protocolos anteriores se plantean en el apartado de datos para los informes dosimétricos.

5. Formas de prescripción (*PTV*), límites de dosis absorbida (*OR*), especificación de la dosis absorbida

Se recomienda que el *PTV* se defina dando el tamaño de los márgenes alrededor del *CTV* en las direcciones principales, pudiendo ser diferente en cada una de ellas. Fundamentalmente, el plan de tratamiento vendrá condicionado por la dosis absorbida suministrada al *PTV*, así como por las dosis absorbidas recibidas por los órganos de riesgo.

En sistemas de planificación que no realizan optimización automática, los diferentes parámetros: volumen tratado, distribución de dosis absorbida en *PTV*, límites de dosis absorbida de los órganos de riesgo, etc., van condicionando la definición final del plan. Sin embargo, existen situaciones en que algunos de estos criterios son incompatibles con otros por lo que es preciso establecer prioridades para tomar una decisión y obtener el resultado final compatible con la mayoría de ellos, pero que no suponga tampoco para el resto una exclusión total.

Cuando se realiza optimización automática (en planificación inversa) se hace necesario definir claramente estos criterios con antelación, en lo relativo a dosis absorbida y al grado de "exigencia" de cumplimiento del criterio.

En definitiva, si se pretende realizar una comparación de resultados obtenidos con un determinado tipo de tratamiento, será preciso definir claramente un punto de prescripción, así como determinar la dosis absorbida total, dosis absorbida por fracción, fraccionamiento y tiempo de tratamiento.

Conviene pues definir unos criterios claros de especificación de dosis absorbida, y a este respecto los informes 23 y 50 de la ICRU (ICRU 1973,1993) definen diferentes conceptos dosimétricos a tener en cuenta para referenciar las dosis planificadas, y que exponemos a continuación:

- dosis absorbida mínima en el blanco, a partir de una distribución o un HDV,
- dosis absorbida media en el blanco (parámetro de interés en el caso de *IMRT*),
- recomiendan también definir el punto ICRU de referencia, elegido para representar la dosis liberada, según los siguientes criterios:
 - debe estar en una región donde pueda calcularse la dosis absorbida con exactitud (sin gradientes),
 - debe estar en la parte central del PTV,
 - se recomienda el isocentro o el punto de intersección de los haces.

Para combinaciones particulares de haces se realizan recomendaciones especiales:

- Si se trata de un haz único: punto en el eje del haz, a nivel del centro del volumen blanco.
- Para haces paralelos y opuestos, con el mismo peso, a la mitad de distancia entre sus puntos de entradas, en el eje.
- Para haces paralelos y opuestos, con diferente peso, punto en el eje del haz, a nivel del centro del volumen blanco.
- Para otras combinaciones de haces: punto de intersección de los ejes (si no se trata de un punto con alto gradiente de dosis absorbida).

6. Definición de la técnica de tratamiento y cálculo de la distribución de dosis absorbida

A partir de los datos del paciente, de los volúmenes que se quieren tratar y de la prescripción de dosis absorbida, se selecciona el tipo de radiación y la energía más apropiada y se realiza la planificación de cómo se llevará a cabo el tratamiento.

El proceso a seguir será:

- Determinar la disposición de la fuente o de los haces, seleccionando las proyecciones que puedan ser más interesantes en cuanto a la cobertura de los volúmenes de tratamiento y a la exclusión de los órganos de riesgo.
- Generar visualización de proyecciones desde el punto de vista del haz (*BEV*).
- Diseñar formas de campos, bloques, *MLC*, etc.
- Determinar modificadores del haz (compensadores, cuñas) en función principalmente de la forma de la superficie de entrada en el paciente o de la distribución geométrica de los haces, que no hacen sino modificar los mapas de fluencia de los haces abiertos. En el caso de *IMRT* este proceso va implícito en la propia planificación.
- Seleccionar el algoritmo y la metodología, retícula de cálculo, ventana, etc.
- Realizar los cálculos de dosis absorbida.
- Asignar pesos a los haces y realizar normalizaciones relativas y absolutas.

6.1. Curvas de isodosis

Son líneas que unen puntos de igual dosis absorbida, ofrecen una distribución planar de dicha dosis, y suelen visualizarse en % normalizadas a 100% en un punto o a un valor determinado.

A cada unidad de tratamiento, con una energía, *DFS* y tamaño de campo dados, le caracteriza un determinado conjunto de curvas de isodosis, que pueden medirse directamente en agua o calcularse a partir de los rendimientos en profundidad y los datos, de perfiles de dosis absorbida.

El resultado final de una planificación como distribución de dosis absorbida en el volumen se suele representar también en forma de curvas de isodosis.

En el caso de planificadores en 3 dimensiones pueden representarse además superficies de isodosis, y en diferentes modalidades (representación de color continuo, discreto, etc.).

6.2. Factores que afectan las distribuciones de dosis absorbida

La caracterización de los haces de radiación suele hacerse midiendo distribuciones de dosis absorbida con el eje central del haz perpendicular a la superficie de un maniquí homogéneo y plano, en condiciones que aseguren dispersión completa. Sin embargo, las condiciones de medida no se corresponden con la mayoría de las condiciones clínicas.

Normalmente la superficie del paciente no es plana y la *DFS* varía sobre la superficie del campo, y es preciso realizar correcciones por el exceso o defecto de tejido en cada punto.

A veces, la oblicuidad de la superficie se puede compensar mediante diferentes dispositivos que se interponen en el recorrido del haz, como por ejemplo las cuñas.

Por otra parte, en el caso de pacientes reales la composición del tejido no es homogénea, de forma que la distribución de isodosis vendrá también afectada por las inhomogeneidades de los tejidos.

Para haces de fotones de megavoltaje el proceso de interacción predominante es el efecto Compton, por lo que el factor principal que afecta al coeficiente de atenuación es la densidad electrónica que está relacionada con la densidad física.

A continuación describiremos de forma somera diferentes métodos de corrección por superficie de entrada irregular y por heterogeneidades del tejido, en el caso de *RT* 3D conformada.

a) Utilización de filtros en cuña interpuestos en haces de fotones

En general, podemos hablar de tres tipos de cuñas:

- Fijas, que se componen de un filtro de un material de alto número atómico *Z*, generalmente tungsteno, acero, con una geometría y tamaño fijo, y que se colocan de forma manual.
- Motorizadas, en esencia iguales, pero que actúan automáticamente de forma que, al mezclarse con mayor o menor peso con haces sin cuña, el ángulo efectivo generado es variable. Solo existe una cuña física que genera multitud de cuñas dosimétricas.
- Virtuales o dinámicas, que no existen de forma física, ya que el perfil cuña se genera modulando la fluencia de radiación a lo largo del haz moviendo una mandíbula del colimador durante la irradiación.

Los modernos equipos de irradiación incorporan distintos tipos de cuñas con el fin de generar perfiles de fluencia con distintos grados de inclinación.

Sea cual sea el tipo de cuña utilizado, su efecto en las curvas de isodosis hace que la dosis absorbida bajo la parte gruesa de la cuña sea menor que en el otro lado (Figura 7). El efecto es mayor cuanto mayor es el ángulo de cuña empleado.





Se suelen utilizar ángulos de cuña entre 10º y 60º.

Pueden usarse:

- para compensar superficies inclinadas con respecto a la perpendicular al eje del haz, como por ejemplo, en localizaciones de cabeza y cuello,
- cuando se utilizan dos haces que forman un ángulo menor de 180° para compensar la sobredosificación producida por la suma de las dos contribuciones.

Al interponer una cuña física en el haz se producen en él diferentes efectos, entre los que se encuentra una atenuación del mismo. Será preciso definir lo que se llama el factor de cuña, que se define como la relación entre la dosis absorbida a una profundidad determinada (normalmente z_{max}) en el eje central con cuña y la dosis absorbida en las mismas condiciones sin cuña.

Este factor depende de la profundidad y del tamaño de campo y se usa para corregir por la reducción de transmisión en el haz en el cálculo de "Unidades Monitor" (*UM*).

b) Utilización de "Bolus"

Se llama bolus a un material equivalente a tejido colocado en contacto con la piel con objeto de:

- aumentar la dosis absorbida en superficie,
- compensar la falta de tejido.

Si se trata de aumentar la dosis absorbida en superficie se suelen utilizar capas de espesor uniforme, bien materiales fabricados al efecto o bien gasas mojadas por ejemplo.

Si el propósito es compensar la falta de tejido se suele fabricar un molde específico, normalmente de cera, que además proporciona al haz una superficie de entrada plana. Hay que tener en cuenta que en este caso se pierde el ahorro de dosis absorbida en piel.

A efectos de planificación se consideran como parte del contorno del paciente.

En algunos casos, como en técnicas de irradiación corporal total, se usan para compensar la falta de dispersión, y pueden usarse por ejemplo sacos de arroz.

c) Utilización de "Filtros compensadores"

Tienen un efecto similar al de los bolus, pero no causan la pérdida de ahorro de dosis absorbida en piel.

Pueden fabricarse de cualquier material, pero suelen utilizarse metales, y se colocan en la cabeza de la unidad de tratamiento. Su espesor se determina punto a punto en función de la atenuación necesaria, por lo que su preparación es más laboriosa que en el caso de los bolus.

Es preciso medir también la reducción de la dosis absorbida en el eje a la profundidad del máximo a efectos del cálculo de las *UM*.

La utilización de este tipo de filtros presenta una dificultad añadida en los sistemas de planificación ya que no se pueden caracterizar de forma automática.

Respecto a las **irregularidades de contorno o de composición de los tejidos**, en definitiva pueden tratarse como problemas análogos si se tiene en cuenta que un defecto de tejido puede considerarse como una heterogeneidad de densidad cero; sin embargo se han venido considerando con tratamientos separados.

No vamos a describir aquí los diferentes métodos históricamente utilizados en los algoritmos de cálculo para estas correcciones ya que se verán con detalle en el tema de algoritmos de cálculo.

d) Utilización de bloques de protección

Aunque los campos de radiación que pueden definirse en los equipos de tratamiento suelen ser de forma rectangular, históricamente se han utilizado protecciones para delimitar los haces a las formas de los volúmenes que se desean irradiar.

La interposición de estos bloques en el haz de radiación también provoca diferencias en lo relativo por ejemplo, a las penumbras en los bordes, que es necesario definir.

Los aceleradores actuales presentan sistemas de colimación que permiten definir campos asimétricos e incluso definir formas con los colimadores multilámina. Estos colimadores suelen tener unas dimensiones de alrededor de 1 cm a nivel del isocentro, aunque existen algunos con dimensiones bastante menores denominados colimadores micromultilámina.

La caracterización de estos colimadores para planificación es también obligada.

7. Definición de haces. Combinación de haces

Los haces de radiación únicos se utilizan raramente en tratamientos radioterápicos, acaso en paliativos o lesiones relativamente superficiales. Para lesiones más profundas suelen usarse combinaciones de dos o más haces con el fin de concentrar la dosis absorbida en el volumen blanco y librar al máximo los tejidos de alrededor.

Para planificar habrá que determinar tanto el número de haces a utilizar, como sus dimensiones, disposición geométrica, protecciones, posibles modificadores del haz, y técnica de tratamiento (*DFS* fija o isocéntrica).

La técnica de DFS fija requiere mover al paciente de forma que la piel quede a la misma distancia de la fuente de radiación para cada uno de los campos, normalmente la DFS estándar de la unidad.

En la técnica isocéntrica se posiciona el paciente de forma que un punto (normalmente el centro del blanco) coincida con el isocentro de la unidad, y solo hay que girar el brazo para ir colocando los diferentes haces de radiación.

La diferencia entre ambas técnicas a efectos dosimétricos no es muy grande, únicamente, por el hecho de que las distancias suelen ser mayores en *DFS* fija, aumenta algo el rendimiento en profundidad y disminuye la divergencia del haz. Estas ventajas son pequeñas y, salvo que se desee utilizar campos mayores del tamaño máximo permitido por la unidad o que existan imposibilidades geométricas de posicionamiento (pacientes muy obesos en unidades con *DFE* de 80 cm, por ej.), las ventajas de la técnica isocéntrica son mayores que las de la *DFS* fija.

En otro tema se verán distribuciones de haces típicas para diferentes localizaciones, aquí solo resaltaremos como menos usuales:

- técnicas rotacionales que es una técnica isocéntrica en la que el brazo de la máquina gira en uno o más arcos mientras está irradiando,
- múltiples campos no coplanares donde se realizan a la par giros de mesa y de brazo de la unidad de tratamiento.

Haremos notar en este punto la problemática de las uniones de campos adyacentes (Figura 8). Esta unión debe hacerse de forma que los bordes divergentes coincidan a la profundidad deseada, es decir, que sus niveles de isodosis del 50% se sumen a esa profundidad. De esta forma se calcula la separación ("gap") que deben tener en superficie.



Figura 8. Unión de campos adyacentes.

En el caso de campos adyacentes de dimensiones L1 y L2 a *DFS* fija, la separación requerida para unirlos a una profundidad d será:

Separación = 0.5 L1 (d/DFS) + 0.5 L2 (d/DFS)

La utilización de hemicampos evita esta problemática al desaparecer la divergencia del haz en la unión.

En la actualidad, las facilidades de colimadores multilámina permiten realizar una conformación automática sin necesidad de la intervención de los operadores en el tratamiento. Esto ha permitido realizar con facilidad técnicas de tratamiento conformadas para optimizar la distribución de dosis absorbida en los órganos de interés cumpliendo el objetivo de la Radioterapia de minimizar la dosis absorbida en órganos de riesgo adyacentes.

En el caso de la *IMRT* la selección y posicionamiento de los campos de radiación, e incluso de diferentes segmentos en cada uno de los campos, se realiza de forma automática normalmente con técnica isocéntrica (excepto en algunos equipos más modernos como el de Tomoterapia o el CyberKnife que utilizan técnicas diferentes: helicoidal y movimiento libre del brazo de irradiación respectivamente).

7.1. Cálculo de distribuciones de dosis absorbida y suma de haces

Una vez definidos los haces en la planificación se procede al cálculo de la distribución de dosis absorbida, que se realiza en puntos de una malla de cálculo bien sea bidimensional o tridimensional (según si la planificación es 2D o 3D), teniendo en cuenta todos los parámetros que caracterizan a ese haz particular de radiación, incluidos los modificadores que se hayan introducido y las características de los tejidos que atraviesa el haz en el paciente.

Los valores de esta matriz de dosis absorbida así obtenida pueden estar normalizados por ej. a un valor de referencia (para el campo y profundidad de referencia), de forma que se tienen matrices de dosis individuales para cada haz.

La suma de todas las matrices de dosis absorbida correspondientes a cada haz en un tratamiento dará lugar a la distribución final de dosis absorbida del mismo.

7.2. Asignación de pesos y normalización

Para realizar la suma de las distribuciones de cada uno de los haces y calcular la distribución total es preciso asignar "pesos" a los haces y "normalizar".

El peso de un haz de tratamiento es la contribución relativa del haz al plan de tratamiento.

Para tratamientos con *DFS* fija el peso significa un factor multiplicativo de la dosis absorbida a la profundidad del máximo, normalmente expresado como porcentaje.

Para tratamientos isocéntricos la definición del peso varía según diferentes convenios. Los más comunes son:

- a) Considerar el peso como la contribución relativa a la dosis absorbida en el isocentro (o en el punto de referencia), para lo cual se define un punto de normalización y se asigna a los haces los valores de dosis absorbida con que se quiere que contribuyan a ese punto. La suma de estos valores de dosis absorbida será la dosis prescrita.
- b) Considerarlo como la contribución relativa a la profundidad del máximo de forma que se multiplica cada matriz por el peso asignado a ese haz y se suman, normalizando luego al punto deseado donde se impartirá la dosis absorbida prescrita.

La normalización puede realizarse no solo respecto a la dosis absorbida en un punto sino a un valor (máximo, mínimo o medio) de dosis absorbida en un volumen determinado. Como ya se ha dicho, esta metodología es la más apropiada en el caso de cálculos de *IMRT*.

7.3. Cálculo de "Unidades Monitor"

El calculo de "Unidades Monitor" (*UM*) para cada uno de los haces de la planificación se tratará en un tema aparte ya que es de suma importancia para la implementación final del tratamiento.

Normalmente se obtienen directamente del "Sistema de Planificación" y es altamente recomendable su verificación mediante un método externo al sistema.

8. Comparación de distribuciones y selección de una definitiva. Criterios de variación de dosis absorbida en volumen blanco. Representación espacial de dosis absorbida

Una vez calculada la distribución de dosis absorbida con un plan determinado, será preciso analizar si cumple los criterios y limitaciones que se han fijado previamente.

Los "Sistemas de Planificación" (SP) actuales tienen la posibilidad de mostrar distribuciones de dosis absorbida en cortes de TC pero también en 3D superpuestas sobre la reconstrucción anatómica en 3 dimensiones, así como utilidades de análisis de la distribución en los diferentes volúmenes de interés, que se describirán en otro tema.

Como norma general, la dosis absorbida resultante en un determinado volumen debe ser lo más homogénea posible y ajustada a la dosis prescrita en él. Sin embargo, en aras de la realidad, es preciso aceptar cierta heterogeneidad en las distribuciones de dosis absorbida, que hoy en día, en las mejores condiciones técnicas y clínicas debe mantenerse entre +7% y -5% de la dosis prescrita en el *PTV*. Si ese grado de homogeneidad no puede llegar a alcanzarse, el radioterapeuta debe decidir si puede asumirse o no (incluso puede haber casos que una sobredosificación en una determinada zona del *PTV* puede ser beneficiosa).

En tratamientos de *IMRT* ya se ha comentado previamente la idoneidad de utilizar índices de homogeneidad que dan mejor idea de ese parámetro en las distribuciones de dosis absorbida que se generan.

Todas estas cuestiones pueden conducir a aceptar la planificación o a rediseñar el plan para intentar optimizar la distribución de dosis absorbida obtenida; en definitiva, se trata de realizar una optimización del plan de tratamiento que no es sino la elección de varios parámetros del haz que producen una distribución de dosis absorbida de forma que el blanco reciba la radiación letal requerida sin producir ninguna morbilidad en el paciente.

Se han descrito diferentes criterios para la obtención de una distribución de dosis absorbida ideal como pueden ser:

- el gradiente de dosis absorbida en el tumor debe ser minimizado,
- la dosis absorbida en el tumor, relativa a la máxima dosis absorbida incidente debe ser maximizada,
- la dosis integral debe ser minimizada,

- la forma del volumen de mayor dosis absorbida debería ajustarse al volumen blanco elegido,
- la dosis absorbida en regiones vulnerables debe minimizarse,
- una dosis absorbida mayor que la normal debe permitirse en regiones de posible extensión directa o dispersión linfática.

Estos criterios deben incorporarse a un procedimiento de optimización y podrían resumirse en dar una dosis absorbida uniforme en el volumen blanco y una dosis absorbida mínima en las regiones vulnerables.

Puede realizarse una optimización visual pero es más objetivo utilizar parámetros físicos y/o radiobiológicos de análisis.

Existen planificadores que incorporan algoritmos matemáticos para realizar una optimización automática, en los cuales los criterios se formulan como un conjunto de ecuaciones lineales una de las cuales se selecciona como función objetivo. El problema se encuentra en seleccionar esta función que sea lineal y que describa la calidad del plan de tratamiento.

Este tipo de técnicas se utilizan sobre todo en el caso de tratamientos complejos con Radioterapia con modulación de intensidad (*IMRT*).

9. Evaluación de un plan de tratamiento y del propio tratamiento

Llegado el momento de evaluación de un plan, se realizarán los procesos necesarios para:

- Verificar las entradas de los haces y la cobertura del *PTV*, obteniendo las radiografías que servirán para la verificación posterior del tratamiento, y
- analizar las distribuciones de isodosis para asegurar que el *PTV* está cubierto y los órganos sanos librados al máximo.

Para la evaluación de la distribución de dosis absorbida se dispone de diferentes herramientas:

- curvas de isodosis,
- superficies de isodosis y planos ortogonales,
- estadística de la distribución,
- histogramas dosis-volumen,
- parámetros radiobiológicos, cuyo uso y significado se desarrolla en otro tema de este curso.

Una vez verificados todos los aspectos necesarios puede pasar el paciente a tratamiento, donde se realizará también una "Evaluación del tratamiento" que consiste en comprobar:

- Los datos geométricos y dosimétricos registrados en los equipos de tratamiento, que en la actualidad suele realizarse de forma automática, así como en las hojas impresas que sirven de guía al personal que imparte los tratamientos.
- La correcta forma y disposición de bloques o láminas del *MLC* para cada uno de los campos.
- Las incidencias de los haces verificando que todas son adecuadas (no interfieren estructuras de la mesa por ej.), obteniendo imágenes portales y comparando con las obtenidas de la planificación.
- La dosimetría, realizando medidas "in vivo" mediante los detectores oportunos. Este método es más complejo de usarlo en rutina clínica, por lo que suelen usarse solo imágenes portales (posicionamiento) y realizar dosimetría en aquellos casos que revistan una dificultad especial. El futuro en este campo, como hemos comentado anteriormente, parece que apunta a la transformación de la señal recogida en los sistemas portales a distribución dosimétrica para cada campo de tratamiento, de forma que pueda compararse con la esperada en planificación.

En el caso de tratamientos de *IMRT*, se requiere un proceso exhaustivo de verificación de la segmentación planificada previo a dicho tratamiento. Suele realizarse una simulación de las condiciones reales de tratamiento en maniquíes específicos, utilizando películas radiográficas, sistemas analizadores de haces o los propios dispositivos electrónicos de imagen portal (*EPID*) y medidas de dosis absorbida con cámara de ionización.

10. Informes dosimétricos. Valores de dosis absorbida representativos de la planificación, objeto de informes

Dentro de las recomendaciones en relación a la elaboración de informes, debe aparecer, como requerimiento básico, la dosis absorbida:

- en el punto de referencia ICRU,
- máxima en el *PTV*,
- mínima en el *PTV*,

Aunque la visualización pueda realizarse en pantalla en tres dimensiones, como registro suelen prepararse distribuciones de dosis absorbida en secciones bidimensionales y en un número limitado. Conviene seleccionar dichas secciones de forma que ilustren lo mejor posible lo que sucede en *GTV*, *CTV* y *PTV* y *OR*.

Como principio general, las recomendaciones del informe de dosis absorbida en una planificación se basan en la selección del "Punto de Referencia ICRU". La dosis absorbida en este punto es la "Dosis ICRU de Referencia" y debe siempre informarse.

En el informe escrito deben figurar también las *RDR* de los haces que sirvan para la posterior verificación sobre el paciente.

Una de las particularidades que incorpora el informe 83 de la ICRU (ICRU 2010) en relación a los tratamientos con *IMRT* es precisamente la manera de informar la dosis absorbida, ya que en ese caso por las características de los haces utilizados y de las fluencias obtenidas, el punto de referencia de dosis absorbida pierde su significado debiendo dirigirse el interés a estimaciones de la dosis absorbida media en un volumen determinado (*PTV*, por ejemplo).

Asimismo, se introducen nuevos conceptos como la dosis absorbida "casi máxima" o D2 % (dosis recibida en el 2% del volumen considerado), en lugar de la dosis absorbida máxima, la dosis absorbida "casi mínima" o D98% (dosis absorbida en el 98% del volumen), o el índice de homogeneidad, datos que se obtienen del histograma dosis-volumen correspondiente.

11. Referencias

- [1] AAPM (1998). *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning* from the AAPM Radiation therapy committee TG 53. Fraass B., Doppke K., Hunt M., Kutcher G., Starkschall G., Stern R., Van Dyke J. Med. Phys. 25: 1773-1829.
- [2] ESTRO (1995). *Practical guidelines for the implementation of a quality system in Radiotherapy*. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. Leer J.W., McKencie A., Scalliet P., Thwaites D.I. ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy booklet n°. 4. ESTRO: Brussels.
- [3] ESTRO (2004). Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. Mijnheer B., Olszewska A. ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy booklet n°. 7. ESTRO: Brussels.

- [4] ICRU (1973). Report n° 23. *Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays*. International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [5] ICRU (1993). Report nº 50. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [6] ICRU (1999). Report n° 62. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report n° 50*). International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [7] ICRU (2010). Report n° 83. *Prescribing, recording and reporting photon-beam IMRT*. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Journal of the ICRU Vol 10 n° 1 Report 83. Oxford University Press.
- [8] REAL DECRETO 1566/1998 de 17 de Julio por el que se establecen los criterios de calidad en *RT*.
- [9] RTOG. Radiation Therapy Oncology Group (RTOG). (www.rtog.org).

Tema 3:

Funcionamiento con un Sistema de Planificación (*SP*). Datos necesarios. Etapas iniciales de la planificación. Proceso de optimización

Esther Millán Cebrián

Funcionamiento con un Sistema de Planificación (*SP*). Datos necesarios. Etapas iniciales de la planificación. Proceso de optimización

Esther Millán Cebrián Servicio de Física y PR Hospital Clínico "Lozano Blesa". Zaragoza emillan@salud.aragon.es

1. Planificación en Radioterapia

El objetivo de la "Planificación de tratamientos" en Radioterapia es conseguir una dosis absorbida homogénea en el volumen de tratamiento con la mínima dosis absorbida en tejidos sanos.

En la actualidad hay que partir del hecho de que se va a utilizar un Sistema de Planificación (*SP*) automatizado que sea capaz de calcular distribuciones de dosis absorbida en el interior de un paciente debidamente caracterizado, conociendo también las características de los haces de radiación que van a utilizarse.

En el caso particular de la Radioterapia externa, se incidirá sobre el paciente con haces de radiación provenientes de la unidad de tratamiento, siendo los tipos más comunes de fotones o de electrones, de forma que para planificar un tratamiento será preciso reproducir el comportamiento de cada uno de esos haces dentro del paciente. Dada la particularidad de cada paciente y de cada zona a irradiar, el tamaño, la orientación y las características geométricas de irradiación de los haces a utilizar varían en cada caso. Así pues, hay que realizar medidas experimentales de definición de esos haces y tener caracterizados todos y cada uno en el "Sistema de Planificación".

Esta labor sería prácticamente inviable si no se dispusiera de determinados algoritmos que nos permiten tener como base unos parámetros dosimétricos en unas condiciones de referencia y una serie de factores bien tabulados u ob-

tenidos analíticamente, que nos permitan extrapolar esas condiciones básicas a cualquier situación práctica.

Con estas bases, y para realizar la planificación de tratamientos con un "Sistema de Planificación" automatizado necesitamos conocer:

- Los aspectos clínicos, propósito del tratamiento.
- Las características del hardware del SP.
- El tipo de algoritmo que usa el SP.
- Los datos que es preciso introducir para caracterizar cada máquina de tratamiento.
- Las posibilidades de incorporación al *SP* de datos de los pacientes a planificar (imágenes, contornos, etc.).
- Técnicas tipo según localización de la zona a irradiar.
- Especificación de volúmenes, prescripción de dosis absorbida, normalización, etc.
- Las herramientas de análisis de que se dispone.

2. Hardware del SP

Es de suponer que el hardware inicial del *SP* se adapta a las necesidades del usuario, en cuanto a potencia de cálculo, manejo y representación de imágenes, sin embargo, sería deseable que se pudiera actualizar, de acuerdo con criterios sensatos; por una parte, según el avance de la informática y por otra, de acuerdo con el desarrollo de nuevas versiones que puedan requerir más prestaciones del ordenador, tarjeta gráfica, etc.

Los periféricos incluidos en el sistema deben también estar sujetos a un estricto control para verificar que sus condiciones iniciales de funcionamiento no varíen, ya que en caso de suceder podría afectar a la introducción o registro de los datos de las planificaciones.

Mención especial requiere el tema de las comunicaciones, tanto entre los diferentes puestos del *SP*, como entre éste y otros ordenadores de donde va a tomar información o donde deberá enviarla.

3. Comprensión de los algoritmos del SP

La dosis absorbida se define como la energía media impartida por la radiación ionizante por unidad de masa y es la magnitud física de interés fundamental para relacionar el tratamiento con radiaciones y su efecto. La medida directa de esta magnitud en pacientes no es fácil, por lo que la cuantificación de distribuciones de dosis absorbida en pacientes debe hacerse mediante modelos de cálculo.

Cuando se introdujeron los haces de RX de alta energía para terapia hubo que desarrollar métodos empíricos de cálculo, que solían presentar restricciones para determinadas características de los haces, de forma que el resultado fuera fiable.

El desarrollo de diferentes modalidades de imagen que pueden incorporarse también a los planificadores, ha incrementado considerablemente la cantidad de información relevante del paciente y por tanto la posibilidad de realizar un cálculo más exacto de la distribución de dosis absorbida.

Hasta el momento, sin embargo, no se han desarrollado algoritmos analíticos que calculen en geometrías de radioterapia con suficiente exactitud. Los métodos de Monte Carlo, que han servido para analizar gran cantidad de procesos en Física Médica, no son todavía aplicables (sin aproximaciones) a la rutina clínica por sus largos tiempos de cálculo necesarios.

Por ello se viene utilizando una nueva familia de algoritmos semianalíticos de cálculo de dosis absorbida basados en núcleos ("kernels") de deposición de energía. La precisión de estos cálculos permite la realización de tratamientos más complicados, pero también hace necesarios métodos simples de cálculo de dosis absorbida para chequeos independientes de los *SP*.

En otros temas se ven en detalle los diferentes tipos de algoritmos existentes en los *SP* comerciales y sus características, por lo que no vamos a realizar aquí una descripción de los mismos. En cualquier caso, cuando se va a utilizar un *SP*, uno de los primeros pasos es acudir a la documentación donde se describa su algoritmo de cálculo, en primer lugar aplicado a la determinación de dosis absorbida en unas condiciones básicas, un maniquí supuesto homogéneo, con superficie de entrada del haz plana, etc.

Hay que analizar por separado el algoritmo correspondiente al cálculo de fotones y el de electrones.

Una vez comprendido el algoritmo general, hay que analizar como trata las diferentes correcciones para condiciones no estándar, así como si existen algunas particularidades del sistema en cuanto al tratamiento y resolución de problemas particulares que presente el algoritmo básico. Esto nos permitirá analizar con más claridad las posibles limitaciones de utilización del *SP* en la práctica clínica.

Añadido a la documentación del *SP*, es necesario revisar también bibliografía fundamental relacionada con el algoritmo en cuestión: artículos o libros donde se describan los fundamentos básicos, trabajos de autores que hayan utilizado el mismo sistema, estudios comparativos con otros *SP*, etc., para tener una visión más completa de las prestaciones y limitaciones de la herramienta que vamos a utilizar.

En definitiva, debemos tener una idea clara de cómo el *SP* calcula la dosis absorbida en un punto del paciente para cualquier tipo de haz de radiación, así como de las metodologías de normalización, suma de dosis absorbida de diferentes haces, etc.

4. Delimitación y comprensión de los datos necesarios para el *SP*

Del análisis anterior deberemos poder deducir los requisitos del SP para la caracterización de las unidades de tratamiento. En cualquier caso, las tablas o datos introducidos deben ser coherentes entre sí y con el algoritmo de cálculo.

La mayoría de las magnitudes que se han venido usando tradicionalmente para la caracterización, por ejemplo, de un haz de fotones carecen de una definición formal estandarizada aprobada por algún organismo internacional. Pueden encontrarse estas definiciones en el glosario de términos del informe 24 de ICRU (ICRU 1976) o en documentos donde se describe un formalismo de cálculo manual de *UM* (Dutreix y cols. 1997). En general, pueden clasificarse en parámetros que expresan características de los haces de penetración en profundidad, los que tratan de separar la dosis primaria de la dispersa y los que describen el rendimiento ("output") de los aceleradores clínicos. La descripción de estos parámetros se realiza en otro volumen de este curso.

En relación a la definición de datos anatómicos, especificación de la localización, volúmenes, prescripción de dosis absorbida, análisis de heterogeneidades, etc., nos remitiremos también a otros temas del curso donde se ven con detalle.

5. Etapas iniciales de la planificación

En lo que sigue pasaremos a describir detalles del proceso de planificación que pensamos pueden ser de interés para la formación práctica del alumno. Vamos a incidir en las diferentes etapas del proceso a seguir.

• Analizar la información disponible del paciente (Figura 1).





En el momento actual, la mayor parte de los *SP* parten de una definición del paciente mediante imágenes sagitales del mismo obtenidas mediante *TC*, por lo que nos centraremos en este supuesto en cuanto al análisis práctico de esa información.

- a) En la práctica, el estudio de TC se realiza en un equipo concreto, y por un personal que no tiene por qué coincidir con el que lo incorporará más tarde al SP. Así pues, como primera actuación conviene verificar que el conjunto de imágenes que se han asignado a un paciente determinado se corresponden realmente a ese paciente.
- b) La fiabilidad de esta verificación dependerá de las características de la información e identificación de los pacientes en la base de datos del equipo de *TC* y del *SP*. Normalmente, la clave de la identificación no suele encontrarse en el nombre del paciente, que en algunas ocasiones no coincide en ambos equipos, sino en un número de identificación que se le asigne al paciente. En esos casos, conviene utilizar metodologías de verificación independientes de los sistemas automáticos de que se disponga, como por ejemplo, registrar dimensiones en dos direcciones del espacio en un determinado corte en el momento de obtener las imágenes, que serán comprobadas en el *SP* antes de comenzar la planificación propiamente dicha. Este método es bastante fiable ya que sería bastante improbable que dos pacientes, aun presentando la misma localización de tratamiento, tuvieran las mismas dimensiones corporales.

- c) Aunque lo ideal sería disponer de imágenes muy próximas espacialmente, en realidad y por motivos prácticos, en función del tipo de localización, de la técnica de tratamiento que se prevé realizar, etc., el espaciado entre cortes puede variar. En primer lugar, convendrá observar el espaciado con que se han obtenido las imágenes, que será con el que se va a trabajar en este caso en particular, para confirmar que no se tendrán limitaciones para el cálculo.
- d) Lo más usual suele ser realizar el estudio de TC del paciente en dirección cabeza-pies, sin embargo, existen situaciones particulares que recomiendan realizarla en otra dirección. Es imprescindible analizar cual es la orientación en que se han obtenido, lo que define la orientación de las coordenadas de trabajo en relación al paciente y permite trasladarlas de forma correcta a la situación de tratamiento.
- e) En el proceso de simulación virtual, la planificación y posterior puesta en tratamiento del paciente suele depender de unas marcas que se le colocan al paciente en el momento de obtener las imágenes. A la hora de reconocer la secuencia de imágenes convendrá verificar que dichas marcas se encuentran perfectamente definidas de forma que permitan asegurar el sistema coordenado del paciente, evitando la existencia de posibles rotaciones de difícil corrección por los sistemas de planificación.

Por dependencia de las características de los marcadores utilizados, habrá que tener especial cuidado a la hora de evitar interferencias de su composición tanto en la toma de contornos externos como en el cálculo, si alguno de los haces incide cerca de los mismos.

- f) La planificación en 3D se basa en el conocimiento de la composición del paciente en todos los puntos de cálculo de los haces para el tratamiento, por lo que deberá asegurarse que se dispone de suficiente "trozo" de paciente como para que todos los haces planificados dispongan de información del mismo en todo su recorrido.
- g) A partir del conjunto de imágenes transferido desde el *TC*, el *SP* realiza una reconstrucción 3D del paciente. Antes de iniciar la planificación conviene revisar dicha reconstrucción con el fin de detectar posibles problemas de reconocimiento de alguno de los cortes, lo que implicaría un defecto de información.
- h) Familiarizarse con el sistema de coordenadas en relación a la anatomía del paciente.

- i) En aquellos sistemas en que se disponga, para corrección por heterogeneidades de tejido, de diferente conjunto de parámetros en función de las características del haz de RX con que se han obtenido las imágenes en el TC, habrá que tenerlo en cuenta a la hora de seleccionar el idóneo para la planificación.
- j) En algunos SP existen herramientas de duplicar, interpolar o extrapolar imágenes de un paciente. Si se utilizan, deberá hacerse conociendo las consecuencias posteriores en la planificación, ya que no son reales en definitiva (Figura 2).



Figura 2. Visualización de cortes de TC en un SP.

- k) Una práctica que puede resultar útil a la hora de reproducir la posición del paciente, es realizar el estudio de TC asignando al corte donde se encuentran las marcas de referencia el valor Z=0, si bien no es imprescindible. En función de las opciones del SP, aunque no se haya asignado en ese momento, se podrá reasignar en el planificador, modificando consecuentemente el resto de valores de Z. En cualquier caso, conviene siempre tener claro cuales son los valores relativos de posición de los campos de tratamiento en las tres coordenadas, respecto a las marcas de posicionamiento.
- Como ya se ha visto en otros temas, en ocasiones el radioterapeuta debe ayudarse de otro tipo de imágenes para localizar volúmenes de tratamiento (RM, PET, etc.), o comparar diferentes conjuntos de imágenes de un mismo paciente (por ejemplo en irradiaciones en diferentes fases, etc.). Para ello se utilizan algoritmos de fusión desarrollados en los SP. En estos casos, deberán verificarse que coinciden en ambas secuencias de imágenes la orientación, la localización de estructuras, etc.

Una vez que se tiene controlado que los datos anatómicos del paciente son correctos se puede proceder a la definición de contornos y volúmenes tanto de tratamiento como de los órganos de riesgo.

- Definir contornos y volúmenes
- a) La definición del contorno externo del paciente suele ser imprescindible para la planificación ya que, aunque no se utilice para la reconstrucción tridimensional del paciente si que sirve para definir interfases de entrada de los haces sobre él.
Como ya se ha visto, pueden utilizarse diferentes herramientas de introducción de dichos contornos, pero la que suele ser más usual es la detección automática en función de niveles de gris de las imágenes. Es en este supuesto, cuando hay que prestar atención a las imágenes de las marcas de referencia sobre el paciente.

- b) Suele ser útil para la definición de contornos modificar la ventana de visualización de grises de las imágenes, teniendo presente que es una mera modificación visual que no afecta al valor CT que tiene realmente la imagen.
- c) Una vez tomado el contorno externo en uno de los cortes, existen herramientas de copia o interpolación en el resto de cortes. Conviene realizar un barrido de todas las imágenes para verificar que la definición es correcta en todo el conjunto, y que no existen variaciones bruscas no reales e indeseables.
- d) A continuación, el radioterapeuta delimitará los volúmenes de interés de acuerdo con las recomendaciones de la ICRU (ICRU 1993, 1999, 2010). En el caso de volúmenes internos, la delimitación automática de los bordes del volumen es más difícil que en el caso del contorno externo, por lo que en muchas ocasiones es preciso acudir a la delimitación manual de los mismos.

Igual que en el caso del contorno externo, conviene realizar un barrido de todas las imágenes para verificar que la definición es correcta en todo el conjunto, y que no existen variaciones bruscas no reales e indeseables.

- e) Especial atención requiere la definición del *PTV* a partir del *CTV*. Es muy común realizarla de forma automática, bien sea de forma isotrópica o no. En casos en los que el *CTV* se encuentra próximo a la superficie (ej. el caso de la mama), puede haber puntos del nuevo contorno que salgan fuera o coincidan (según las limitaciones que presente el algoritmo de generación del *SP*) con el contorno externo, lo cual puede dar problemas a la hora de interpretar los histogramas dosis-volumen.
- f) En ocasiones puede utilizarse contraste para delimitar algunos órganos, lo que produce áreas de alta densidad en las mismas que pueden falsear el cálculo de dosis absorbida. En esos casos, conviene delimitar esas áreas y asignarles un nº CT diferente y homogéneo, bien sea el correspondiente al agua o el que tengan áreas cercanas de tejido similar.

g) Cuando el paciente tenga una prótesis de un material de alta densidad (por ejemplo titanio) en el recorrido de los haces de tratamiento, el SP realizará corrección por dicho material, por lo que es preciso saber que tipo de corrección asigna a esas densidades. Normalmente los rangos de definición de relación nº CT-densidad electrónica se dan para valores de nº CT del orden de los encontrados en el organismo. Para valores muy diferentes, la asignación de densidad electrónica depende de si el SP extrapola o asigna el valor más alto que tenga asignado.

Una vez definidos todos los contornos de interés conviene revisar la reconstrucción 3D del paciente para ver que los volúmenes se han reconstruido adecuadamente.

Puede procederse ya a la definición de los campos de tratamiento.

6. Definición de un campo de tratamiento. Influencia de diferentes parámetros

En este apartado vamos a centrarnos en la planificación 3D conformada que se puede considerar hoy como la más común, y dejaremos otros tipos particulares como por ej. la *IMRT* para cursos más específicos.

Aunque en muchos *SP* existe una librería de tratamientos tipo, donde, en función de la localización a tratar puede elegirse una determinada distribución de campos que suele ser la estándar, comenzaremos por ver en detalle el proceso de definición de un campo determinado.

En un mismo tratamiento de un paciente puede definirse más de un *PTV*. Normalmente el conjunto de campos que inciden en un *PTV* suelen ser tratados por el *SP* formando un grupo, por lo que un tratamiento podrá constar de varios grupos. Así pues, antes de pasar a generar los campos de tratamiento conviene hacerse una idea clara de cuantos grupos va a constar el tratamiento y la forma y criterio de reagrupación de los campos.

Definición de un campo en uno de los grupos. Se definirán las siguientes **características radiológicas y geométricas**:

Unidad de tratamiento

Hay que prestar atención a la definición de unidades de tratamiento "activas" en los *SP*, para evitar errores posibles si se utiliza una unidad que no se encuentre actualizada.

• **Tipo de radiación/energía**: fotones o electrones, normalmente viene ya definido en función de la localización del *PTV*.

• En el caso de fotones, si va a tratarse de un tratamiento **isocéntrico o con "Distancia fuente- superficie" fija**.

Si se trata de uno isocéntrico, suele ser común hacer coincidir el isocentro aproximadamente con el centro geométrico del *PTV*, salvo en aquellas ocasiones que se prevea que pueda interesar en un punto determinado (ej. si se fija en las marcas para evitar movimientos posteriores de la mesa) o cuando se hayan definido varios *PTV*.

Cuando se definen varios campos en el mismo grupo para un tratamiento isocéntrico, es preciso fijar un mismo isocentro para todos. Los *SP* suelen ofrecer herramientas automáticas para ello. En lo que sigue supondremos que se utiliza un tratamiento isocéntrico.

En definitiva, la selección de la técnica de tratamiento determina la disposición relativa de la fuente y el paciente.

 Las características geométricas de irradiación (giro de brazo, mesa, colimador, etc.) (Figura 3).





Figura 3. Datos geométricos en un SP.

• El tamaño de campo

Esta definición suele hacerse de forma automática ajustando al *PTV* con un margen prefijado.

Según donde se haya fijado el isocentro, el ajuste de las dimensiones del campo puede conducir a definir campos asimétricos. El *SP* deberá controlar aquellas unidades de tratamiento que no permitan esa posibilidad.

• Generar visualización de proyecciones desde el punto de vista del haz ("Beam Eye View" *BEV*). Esta proyección del paciente y campo da una visión muy útil para ajustar la forma del campo al volumen de tratamiento y evitar la irradiación de órganos de riesgo (Figura 4).



Figura 4. *BEV* en un *SP*.

• Es en esa vista, donde conviene **diseñar las formas de campos** mediante el uso de bloques de protección o de formas de multilámina (*MLC*) en aquellas unidades de tratamiento que dispongan de esa utilidad para haces de fotones, así como la disposición geométrica del brazo, colimador y mesa de tratamiento.

En caso de utilizar bloques, se deberá prestar atención al material de que estarán construidos y que la bandeja que se seleccione sea la que se utilice realmente en la práctica.

Por otra parte, si pueden definirse bloques internos o externos a una determinada forma, asegurarse de que esa información se transmite correctamente hasta la fabricación del bloque. En muchos centros se utilizan cortadores automáticos para la fabricación de bloques de protección que reciben comunicación directa de los *SP*, lo cual obliga a una verificación de la correcta comunicación entre los dos equipos.

La verificación de los giros del colimador, para optimizar el ajuste del colimador multilámina a la forma del volumen, puede requerir una atención especial. En el caso de campos grandes, puede existir una limitación en la conformación con *MLC* en función del campo máximo que cubran las láminas.

De igual manera, hay que definir el criterio de ajuste de las láminas a la forma del *PTV*, en función de la cobertura que se les exija y del tamaño de las láminas.

En la actualidad, la posibilidad de visualización y cálculo en 3D de los *SP*, permite la utilización de haces no coplanares, permitiendo el giro de la mesa para una incidencia determinada, lo cual añade una gran flexibilidad a las posibilidades de tratamiento.

 Según las características de la superficie de entrada del haz en el paciente, se verá la necesidad o no de utilizar modificadores del haz, como compensadores o cuñas (Figura 5).

En el caso de las cuñas, la mayoría de las unidades de tratamiento siguen los criterios internacionales de orientación (colimador a 0°, parte fina de la cuña hacia estativo, orientación 1).



Figura 5. Visualización de una cuña en un SP.

Hay que prestar una atención especial al giro del colimador, aunque los *SP* suelen poder definirlo de forma automática siendo además de gran ayuda la representación gráfica de las cuñas en pantalla para confirmar como se están definiendo.

Un caso particular es cuando se utilizan a la vez en el mismo campo cuñas y bloques (o *MLC*), en los que pueden encontrarse limitaciones de definición de formas al verse obligada una orientación del colimador.

Teniendo ya definidas las características radiológicas y geométricas del campo de tratamiento, se procederá a:

 Seleccionar el algoritmo y la metodología de cálculo en los SP que dispongan de diferentes algoritmos para un mismo tipo de radiación. De esta forma se calculará la distribución de dosis absorbida en el paciente por ese campo determinado.

En general, es posible seleccionar, si se desea, la opción de la corrección por heterogeneidades del tejido (suele ser la opción más común).

Normalmente se calcula una matriz de dosis absorbida y el *SP* permite seleccionar el número de puntos a calcular, solicitando lo que se denomina retícula de cálculo en las tres dimensiones del espacio. Como es natural, la dimensión de esta matriz está relacionada con la exactitud de los resultados.

Hay que tener en cuenta también, el espaciado real de los cortes del paciente, ya que en puntos que no coincidan con ellos, la información del paciente será "interpolada", y el resultado podrá depender de los algoritmos de interpolación utilizados para ello.

Por otra parte, los tiempos de cálculo también dependerán de las dimensiones de la matriz de cálculo de forma inversamente proporcional.

Asignar dosis absorbida, pesos a los haces y realizar normalizaciones relativas y absolutas.

En función de la prescripción de dosis absorbida al *PTV* se le asignará al conjunto de haces del grupo esa dosis (total y por sesión).

Se fijarán los pesos para cada haz, como medida de la contribución que se espera de cada uno a la dosis absorbida total asignada, y se realizará la normalización de la dosis absorbida.

Es muy común que los *SP*, al calcular la dosis absorbida debida a un haz determinado, lo hagan normalizando a unas condiciones de referencia (que suelen ser en el eje a la profundidad del máximo). El peso asignado a ese haz multiplica los valores de dicha matriz, y la normalización divide esos valores por el valor de normalización.

Como ya se ha comentado en otro tema, existen diferentes criterios de normalización que pueden aplicarse. Puede normalizarse a un punto (definiría el punto ICRU), o a un valor de dosis absorbida que puede ser el máximo o por ejemplo, el valor medio en un volumen determinado (Figura 6).

Haz Arbeno dyn Oblexe an Oblexe pat	Tasis Peso 308 36.0% 308 26.0% 308 38.0%	Cose oo textile 100 ofy Doel 1444 600 ofy Ioobek to 78 % Text 500 D Uffen Suite de Noce Fisiende Cose Ro, Nere	
New States and States	F aur	Remailes m P En un Pante C En un Ontorre Internetie Discorto C	

Figura 6. Normalización en un SP.

Hay que tener un cuidado especial con la selección del punto de normalización, sobre todo si éste se localiza en zonas de muy bajo nivel de dosis absorbida (bajo bloque, zona de penumbra, etc.), ya que en algunos casos puede conducir a distribuciones de dosis absorbida como mínimo extrañas, si no erróneas.

Visualizar la distribución de dosis absorbida

La distribución de dosis absorbida resultante de los cálculos anteriores puede visualizarse de diferentes formas, que pueden variar según el *SP*. Las más usuales podrían resumirse en:

- Líneas de isodosis. Es la forma histórica de visualización, en la que se representan valores de igual porcentaje de dosis absorbida en diferentes colores. Pueden elegirse los valores del porcentaje a representar.
- Isodosis en color discreto o continuo. Se representan también valores de igual porcentaje de dosis absorbida en diferentes colores en los que el color varía de forma discreta o degradado de forma continua (Figura 7).





La representación puede hacerse también en valores absolutos de dosis absorbida en lugar de porcentajes y puede representarse tanto en cortes axiales como en sagitales o coronales o en 3 dimensiones. La representación tridimensional, si se ayuda de "niveles de transparencia" resulta de gran ayuda para la visualización de la cobertura de determinadas isodosis sobre los volúmenes de interés. Existen herramientas del *SP* muy útiles que permiten "leer" valores de dosis absorbida o de porcentaje de dosis absorbida bajo el cursor o conocer los valores máximos de dosis absorbida con información de las coordenadas donde suceden.

La observación en pantalla de la distribución de dosis absorbida puede dar una primera impresión de la "bondad" de la planificación, sin embargo, resultan de gran utilidad las herramientas, descritas en otro tema de este curso, que permiten realizar un análisis más objetivo de la planificación.

• Analizar la distribución de dosis absorbida

Aunque se ha visto con detalle en otros temas de este volumen, recordaremos aquí de forma resumida la sistemática que suele seguirse y las herramientas más comunes.

La forma más usual para analizar la bondad de una determinada distribución de dosis absorbida es mediante la visualización de los "Histogramas Dosis-Volumen" (*HDV*) de los volúmenes definidos sobre las imágenes del paciente (Figura 8).



Figura 8. Representación de *HDV* en un *SP*.

Existen en la bibliografía diferentes criterios de aceptación de una planificación en función de la localización del volumen de tratamiento pero sobre todo, de los órganos críticos involucrados y de las complicaciones que puedan derivarse de las dosis absorbidas recibidas por ellos, ya sea de forma más o menos inmediata o a largo plazo. (Remitimos al lector a los datos referenciados en el tema donde se describen las utilidades de un Sistema de Planificación).

Como es lógico, desde el punto de vista del volumen a tratar el ideal sería administrar el 100% de la dosis prescrita en todo el volumen de forma homogénea, sin embargo, y ya que en la realidad es muy difícil de conseguir, existen recomendaciones internacionales, ya citadas en otro tema, que "admiten" heterogeneidades entre +7% y -5% de la dosis absorbida prescrita en el *PTV*, o se propone el uso de índices de homogeneidad que dan idea de la bondad de una distribución.

En determinadas situaciones puede suceder que un órgano crítico comparta volumen con el PTV, en cuyo caso conviene analizar diferencias de HDVde ambos volúmenes para realizar un análisis más realista de lo que es propiamente órgano libre de ser tratado.

Igualmente, alguna de las restricciones de dosis absorbida de órganos dobles (ej. el pulmón) pueden venir dadas como órgano único o completo. Para facilitar el análisis de este tipo de situaciones, los *SP* suelen disponer de herramientas de suma o resta de órganos o de funciones histograma.

Normalmente, se dispone también de parámetros concretos como dosis absorbida máxima, mínima o media en un volumen, que ayudan también a realizar un análisis de la bondad de la distribución. Sin embargo, este tipo de análisis no suele dar información de la ubicación de las heterogeneidades de dosis absorbida, para lo cual el radioterapeuta se puede ayudar de la representación de dosis absorbida tanto en cortes discretos como en una representación 3D del paciente.

Desde hace algún tiempo se dispone de herramientas que permiten realizar un análisis más objetivo de las probabilidades de control tumoral (*TCP*) o de complicaciones en tejido normal (*NTCP*). Estos valores, que suelen calcularse a partir de parámetros dependientes de la respuesta a la radiación de los diferentes tejidos, presentan precisamente la dificultad de determinar un conjunto de estos parámetros que se ajuste a la realidad de un tratamiento concreto.

En general, las funciones de cálculo del *TCP* y *NTCP* presentan una dependencia con el tiempo de tratamiento, por lo que, deberían "recalcularse" al final del tratamiento y en función del esquema seguido realmente.

Hay que hacer notar también, que los resultados del análisis, por cualquiera de los métodos descritos dependerán también, de la definición de los volúmenes, que puede variar de un centro a otro e incluso entre médicos de un mismo centro.

Por todas estas razones, aunque existen en la bibliografía algunas referencias en relación a los valores de estos parámetros (no muchas por otra parte, y ni siquiera de todos los tipos de tratamientos) puede resultar interesante realizar un seguimiento local de los mismos en relación a las reacciones observadas en los pacientes, con el fin de ajustarlos más a la realidad de la sistemática utilizada.

Lo descrito hasta aquí para un campo único puede generalizarse a varios campos en un mismo grupo de tratamiento.

7. Proceso de optimización

Con la base de lo descrito anteriormente se está ya en disposición de hablar del proceso de optimización, consistente en definir la distribución geométrica de haces más oportuna teniendo como objetivo conseguir la distribución de dosis absorbida que mejor se ajuste a los requerimientos del tratamiento.

Se han desarrollado herramientas en los *SP* que, partiendo de una distribución de haces más o menos estándar (existen técnicas generalizadas que se verán en la segunda parte de este tema), realizan este proceso de forma automática. Para ello es preciso fijar unos criterios de limitación de dosis absorbida con su correspondiente nivel de cumplimiento que se exige.

La realización manual de la optimización de un tratamiento debe comprender claramente la influencia de los diferentes parámetros de definición de los haces en la distribución de dosis absorbida (ej. el tipo de haz, su energía, la distancia fuente-superficie, modificadores del haz, etc.) y hacer uso de las herramientas de que se dispone en el *SP*, como por ej. *BEV*, que ayudan a definir dimensiones y formas de campos en relación a la localización espacial del *PTV* y órganos críticos.

La estimación de las contribuciones de los diferentes campos utilizados al volumen de tratamiento suele ser también de gran ayuda para dirigir el proceso de optimización.

8. Cálculo de unidades monitor (UM)

Una vez determinada la distribución de interés se procede al cálculo de las *UM*. Se debe prestar una atención especial a posibles situaciones particulares, como por ej. el número mínimo de *UM* necesario para la correcta dosimetría de las cuñas virtuales.

Se recomienda realizar un cálculo paralelo e independiente de las *UM*. A veces, y dependiendo de las heterogeneidades encontradas en el recorrido del haz, es preciso realizar correcciones aproximadas de las mismas en el cálculo independiente que no suele tenerlas en cuenta (al menos de la misma forma que el algoritmo de cálculo).

Suele ser de utilidad para la verificación, disponer de los factores que se han utilizado en la hoja informe del cálculo de *UM*.

9. Registros impresos y transferencia automática de datos a sistemas de control de unidades de tratamiento

Hasta hace relativamente poco tiempo, el posicionamiento en tratamiento de una planificación dependía exclusivamente de los registros impresos de la misma, primero de los obtenidos directamente del *SP* y seguidamente de los reflejados en la ficha de tratamiento de cada paciente, donde se registraban aquellos parámetros definidos en la planificación e imprescindibles para la correcta puesta en tratamiento del paciente.

En la actualidad, sobre todo cuando se utilizan aceleradores lineales como unidad de tratamiento, se dispone de un sistema automático de registro de datos asociado al equipo. Este sistema sirve además como control automático de la mayoría de los parámetros geométricos asociados a los campos, asegurando que coinciden los fijados en la máquina con los previstos en la planificación.

La mayoría de los *SP* disponen de una utilidad de transmisión automática de datos a los equipos de tratamiento, que evita posibles errores humanos de registro, pero que sin embargo debe ser objeto de los correspondientes controles para evitar posibles errores informáticos en la transmisión o limitaciones en el traspaso de alguna condición particular de los parámetros de definición del campo.

Por otra parte, en el proceso de preparación de los bloques de protección definidos en la planificación puede realizarse una transferencia automática de las formas de los mismos al cortador de moldes. Además de los controles para detectar posibles errores informáticos, es preciso definir procedimientos muy claros de la manipulación de dichas formas en el cortador en función de las particularidades de las diferentes unidades de tratamiento (criterios de signos de giros, etc.) o de posibles problemas de "caída" de bloques si el sistema de sujeción de las bandejas no es muy seguro.

Lo mismo sucede con la "Radiografía Digital Reconstruida" (*RDR*) o los cortes de *TC*, que pueden transferirse a los equipos de tratamiento, en realidad a los sistemas de tratamiento de imágenes portales de que dispongan, con el fin de comparar estas imágenes obtenidas en la planificación con las correspondientes obtenidas en tratamiento.

En definitiva, las recomendaciones son que debe establecerse un procedimiento de control de los sistemas de transferencia de datos, así como del contenido y situación de las bases de datos de pacientes existentes en las unidades de tratamiento (Siochi y cols. 2011).

10. Referencias

- [1] DUTREIX A., BJARNGARD B., BRIDIER A., MIJNHEER B., SHAW J., SVENSSON H. (1997). *Monitor Unit Calculation for high energy photon beams*. ESTRO booklet n° 3.
- [2] ICRU (1976). Report 24. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beam of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Washington DC. International Commission of Radiation Units and Measurements.
- [3] ICRU (1993). Report 50. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [4] ICRU (1999). Report 62. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to I.C.R.U. Report 50*). International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [5] ICRU (2010). Report 83. *Prescribing, recording, and reporting photonbeam IMRT*. Journal of he ICRU Vol 10 nº 1. Oxford University Press.
- [6] SIOCHI R., BALTER P., BLOCH C.D., SANTANAM L., BLODGETT K., CURRAN B.H., ENGELSMAN M., FENZ W., MECHAKALOS J., PAVORD D., SIMON T., SUTLIEF S., ZHU X.R. (2001). A rapid communication from the AAPM task Group 201: Recommendations for the QA of external beam radiotherapy data transfer. AAPM TG 201: Quality assurance of external beam radiotherapy data transfer. J. App. Cl. Med. Phys. 12, 170-181.

11. Bibliografía

- [1] AHNESJÖ A., ASPRADAKIS M.M. (1999). *Dose calculations for external photon beams in Radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 44: R99-155.
- [2] IEC 61217 (1997). *Radiotherapy equipment-Co-ordinates, movements, and scales*. International Electrotechnical Commission. (Geneva.Switzerland).
- [3] KLEIN E.E., LOW D.A., MEIGOONI A.S., PURDY J.A. (1995). Dosimetry and clinical implementation of dynamic wedge. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31: 583–592.
- [4] KNÖÖS T., CEBERG C., WEBER L., NILSSON P. (1994). *The dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system*, Phys. Med. Biol. 39: 1609-1628.
- [5] LYMAN J.T. (1985). Complication probabilities as assessed from dose-volume histograms. Rad. Res. 104 s13-19.

- [6] METCALFE P., KRON T., HOBAN P. (1997). *The Physics of Radiotherapy X-Rays from linear accelerators*. Medical Physics Publishing. Mad Wisconsin.
- [7] MOHAN R. (1995). *Field Shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimator*. Sem. Rad. Onco. 5: 86-99.
- [8] MURRAY B., MCCLEAN B., FIELD C. (1995). *Output factor for fields defined by four independent collimators*. Med. Phys. 22 (3): 285-290.
- [9] NIEMIERKO A., GOITEIN M. (1991). Calculation of normal tissue complication probability and dose-volumen histogram reduction schemes for tissues with a critical element architecture. Rad. Oncol. 20: 166-176.
- [10] NIEMIERKO A., GOITEIN M. (1993). Implementation of a model for estimating tumour control probability for an inhomogeneously irradiated tumour. Radiother. Oncol. 29: 140-147.
- [11] ROMPIN S., X. ALLEN L., JAMES C. H. C., WHEN-LI H. (1999). *Calculation of head scatter factors at isocenter or at center of field for any arbitrary jaw setting*. Med. Phys. 26 (4): 506-511.
- [12] ROSENBERG I., CHU J.C., SAXENA V. (1995). Calculation of monitor units for a linear accelerator with asymmetric jaws. Med. Phys. 22: 55-61.
- [13] SIDDON R. (1981). Solution to treatment planning problems using coordinate transformations. Med. Phys. 8: 766-774.
- [14] STARKSCHALL G. (1998). Co-ordinate systems in radiation oncology imaging. Imaging in Radiation Therapy. AAPM. Edit Hazle, J.D. y Boyer, A. Monograph nº 24.
- [15] VAN TVELD A.A., BRUINVIS I.A. (1995). Influence of shape on the accuracy of grid based volume computations. Med. Phys. 22. 1377-1385.
- [16] WEBB S. (1993). *The physics of three-dimensional radiation therapy: conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning*. Bristol: IOP Publishing.
- [17] WEBB S. (1997). The physics of conformal radiotherapy: advances in technology. Bristol: IOP Publishing.

Tema 4: Cálculo de dosis absorbida en haces de fotones. Algoritmos de cálculo

Feliciano García Vicente

Cálculo de dosis absorbida en haces de fotones. Algoritmos de cálculo

Feliciano García Vicente Hospital Universitario de La Princesa fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

1. Introducción¹

El descubrimiento de los rayos X en 1895 (Röentgen 1895) fue seguido, tan solo dos meses después, de la primera aplicación terapéutica de esta nueva forma de radiación. A principios de 1896 Grubbe (Lederman 1981) utiliza rayos X para el tratamiento de una paciente con cáncer de mama. A lo largo del año 1896 se realizan tratamientos de carcinoma de nasofaringe, de estómago y piel así como de otras enfermedades benignas como inflamaciones y tuberculosis (Deeley y Hale 1973). La necesidad de la cuantificación de estos campos de radiación y en concreto de la dosis absorbida por los tejidos se consideró fundamental desde un principio. En estos primeros días de la radioterapia la dosis absorbida es usada en un sentido farmacológico cuantificando la cantidad de radiación impartida mediante su efecto físico sobre la materia irradiada, utilizando conceptos como el "Skin Erithema Dose" (SED)² (Khan 1994). No fue hasta la década de los 1920 en la que se empezaron a desarrollar métodos ionométricos de medida y cuando en el primer (1925) y segundo (1928) Congresos Internacionales de Radiología se define la magnitud exposición y su unidad el roentgen que fue pese a sus inconvenientes la primera unidad radiológica metrológicamente trazable (Cohen 1973). Hoy la dosis absorbida está definida como la energía media impartida por unidad de masa (ICRU 1998).

¹ Datos históricos tomados básicamente de Fraass y Webb (Fraass 1995) (Webb 1993).

² En todo lo que a abreviaturas se refiere, en este capítulo se mantendrán las originales inglesas en la mayor parte de los casos para evitar confusiones.

La caracterización de los campos de radiación es una condición necesaria para cualquier intento de método, modelo o algoritmo³ que trate de predecir la distribución de dosis absorbida impartida a un paciente. Aunque el concepto básico de *rendimiento en profundidad* de un haz de radiación fue aparentemente publicado en 1906 (Cohen 1973) el actual concepto de *curva de rendimiento de dosis absorbida* no apareció hasta el principio de los años treinta (Mayneord 1929; Rees y Clark 1933). Las primeras *curvas de isodensidad* medidas con placa fotográfica son descritas alrededor de 1921 (Cohen 1973) mientras que la medida de *curvas de isodosis* se describe por Mayneord en 1929 (Mayneord 1929), pero no fue hasta 1946 cuando se publica por primera vez un método de trazado automático de curvas de isodosis (Kemp 1946).

En esta década de los 1940 se producen muchos de los desarrollos fundamentales para la evolución de los modernos sistemas de planificación de radioterapia. Clarkson publica el método básico de cálculo de campos irregulares, todavía hoy en uso (Clarkson 1941), Meredith y Neary utilizan por primera vez fórmulas empíricas para calcular distribuciones de dosis absorbida a partir de rendimientos en profundidad (Meredith y Neary 1944), mientras que Day define el cuadrado equivalente (Day 1950), un concepto que todavía hoy es central en muchos de los métodos de cálculo. El concepto de razón tejido-aire (TAR) no fue introducido hasta 1953 (Johns 1953) siguiendo extensiones como el SAR, TPR (Karzmark y cols. 1965) y otros, que de una u otra forma se emplean actualmente de forma rutinaria en el cálculo de dosis absorbida. El primer planificador interactivo, The Programed Console se pone en uso clínico en 1969 aunque únicamente suma campos (Webb 1993). En 1970 Cunningham (Cunningham y cols. 1972) implementa el algoritmo de Clarkson en un ordenador para el cálculo de campos irregulares. En ese mismo año aparece el primer tomógrafo computarizado (TC) desarrollado en los laboratorios de la compañía inglesa EMI, que será sin lugar a dudas uno de los principales hitos en cuanto a la evolución no sólo de los sistemas de planificación y cálculo de dosis absorbida sino de toda la radioterapia. En esta época se produce un desarrollo masivo de miniordenadores con suficiente capacidad de procesamiento para gestionar imagen y refinamientos de cálculo. Es de destacar el cálculo en heterogeneidades tisulares a partir de los mapas de densidades electrónicas que son calculados mediante cortes de TC. Estos métodos de corrección ya habían sido estudiados previamente pero sin una aplicación clínica práctica (Batho 1964; Young y Gaylorg 1970). Aparecen los primeros algoritmos basados en medidas como el Milan-Bentley (Milan y Bentley 1974) así como el primer Planificador

³ Quizá la primera pregunta que se debe hacer el lector es por qué razón necesitamos algoritmos de cálculo. En primer lugar las ecuaciones del transporte de radiación son conocidas y por lo tanto se podría pensar que si se conocen las características de los campos de radiación y de los materiales implicados en el transporte, la interacción se podría resolver de forma exacta. Como en otros muchos problemas en física, es muy diferente conocer de forma exacta las ecuaciones que gobiernan un proceso a resolver dichas ecuaciones, incluso en situaciones sencillas.

2D comercial, Artronix PC-12 (Washinton University's Biomedical Computer Laboratory) (Webb 1993). A mediados de los años 1980, aparecen las primeras publicaciones de unos nuevos algoritmos (Boyer y Mok 1985; Mackie y cols. 1985) que basados en la física básica de interacción radiación/materia vienen a intentar solucionar los problemas de los algoritmos clásicos casi totalmente basados en medidas. Estos nuevos algoritmos denominados genéricamente de convolución/superposición no pasan directamente a ser usados clínicamente por sus enormes requerimientos de computación. Así, a finales de los 1980 y principios de los 1990, empiezan a aparecer simplificaciones de estos algoritmos que ya se empiezan a implementar para uso clínico. Son de destacar los llamados genéricamente "pencil beam" o "diferencial pencil beam" (Mohan y cols. 1986; Ahnesjo y cols. 1992; Bortfeld y cols. 1993) gue abarcan un gran número de simplificaciones de los de convolución/superposición más generales, implementándose en planificadores comerciales. De forma paralela se desarrollan las herramientas de imagen y análisis que luego serán fundamentales en el proceso de planificación para la llamada radioterapia conformada tridimensional RTC-3D, como son los histogramas dosis-volumen (HDV), el "beam's eye view" (BEV) desarrollado en la universidad de Brown, la radiografía digitalmente reconstruida (DRR), así como toda clase de herramientas de fusión de imagen multimodal como resonancia magnética nuclear (RMN) ó tomografía por emisión de fotón único (SPECT). Todos estos avances, junto con la aparición de los primeros sistemas computarizados de conformación, que más tarde se denominarían genéricamente colimadores multilámina (MLC), y de control de aceleradores lineales, llevan a una mejora sustancial del procedimiento radioterápico de forma que se pueden afrontar con ciertas garantías nuevos retos como es sin duda la RTC-3D. Estas nuevas mejoras llevan de forma paralela un incremento de los requerimientos de precisión de los algoritmos de cálculo y así llegamos a mediados de los años 1990, donde ya las capacidades de computación hacen factible el uso de los algoritmos de convolución/superposición en la práctica clínica. Estos sistemas utilizan datos de deposición de energía basados en códigos de simulación Monte Carlo (MC) que en esos años no son de aplicación rutinaria por su gran costo de computación, si bien se empleaban con propósitos de investigación y desarrollo. Son de destacar los códigos EGS4/ BEAM, GEANT y PENELOPE.

Ya en el año 2000 se presenta en el 41 Congreso de la Asociación Americana de Radiología Terapéutica y Oncología ASTRO, el primer planificador comercial basado en un algoritmo Monte Carlo desarrollado bajo el nombre de proyecto Peregrine en el Lawrence Livermore Laboratory (California, USA), de nombre comercial CORVUS. En la actualidad, se está produciendo la incorporación de algoritmos *MC* de fotones y electrones en los planificadores comerciales más extendidos.

2. Características generales de los haces de fotones

Los fotones procedentes de una máquina de tratamiento de radioterapia externa conducen a una cascada de interacciones desde que son emitidos hasta que su energía es absorbida. Estas interacciones ocurren tanto en la cabeza del dispositivo de irradiación, como en el propio paciente. En la figura 1 (extraída de Ahnesjo y Aspradakis 1999) se esquematizan dichos procesos en el caso de un acelerador lineal.



Figura 1

Una vez que los fotones son generados en el blanco, parte de ellos son absorbidos o dispersados por los distintos elementos que conforman la cabeza de irradiación⁴. Esta radiación dispersa se añade como una componente de características particulares (diferente espectro y distribución angular) a la radiación primaria. Además, se añade otra fuente de partículas cargadas liberadas en los procesos de dispersión fotónica tanto en la cabeza del acelerador como en la columna de aire entre ésta y el medio irradiado y que contribuyen de forma sustancial a la dosis absorbida en la zona de acumulación. En la figu-

⁴ En concreto, la principal fuente de dispersión es el filtro aplanador con un porcentaje del 2% al 14% de la dosis absorbida total en función de la energía. El resto de elementos (colimador, cámara de ionización, espejo, etc.) contribuyen alrededor de un 1%.



ra 2 se muestran las componentes de dispersión del filtro aplanador (Ahnesjo 1994) y de contaminación electrónica (datos propios) para distintas energías.

Figura 2

Una vez que todas estas partículas alcanzan el medio (paciente) empiezan a sufrir múltiples interacciones hasta que acaban depositando su energía. Las partículas cargadas pierden su energía de forma casi exponencial básicamente mediante dispersión electrón-electrón con un recorrido limitado a la energía máxima de las partículas cargadas generadas.

Los fotones, sin embargo, pierden su energía de una forma diferente, ya que al ser partículas sin carga no depositan casi nada de su energía directamente sino transfiriéndola a electrones y positrones que básicamente ionizan y excitan átomos a lo largo de su camino hasta quedar completamente absorbidos. En la figura 3 (adaptada de Metcalfe y cols. 1997) se puede ver representada gráficamente la interacción de un haz de fotones de 10 MeV en agua (izqda) y en plomo (dcha).



Figura 3

Usando las características de la interacción se pueden definir los distintos tipos de fuentes de radiación con sus características en cuanto a modelización y cálculo de dosis absorbida. En primer lugar, la radiación primaria, entendida como la que no sufre ninguna interacción desde su origen en el blanco hasta su interacción en el material. En segundo lugar, la radiación dispersada por la cabeza, que consta de una contaminación de partículas cargadas y de una radiación dispersa de fotones. Otra fuente de radiación, digamos secundaria, es la radiación dispersada por el propio paciente que constituirá uno de los ejes fundamentales en donde se apoyan muchos de los algoritmos de cálculo en fotones: separar la deposición de energía por radiación directa y por la dispersa generada en el paciente. En estos algoritmos no se modela explícitamente la dispersión en la cabeza por lo que toda la radiación que emerge del acelerador se considerará como primaria. Como hemos visto, la componente de radiación secundaria procedente de la cabeza puede ser importante (15%) y además sus características en cuanto a deposición de energía son diferentes, siendo la de radiación directa más local (Nizin 1993)⁵, por lo que en algunos de estos algoritmos se incorporan correcciones que tienen en cuenta de alguna forma las características particulares de esta radiación.

⁵ De hecho ICRU (ICRU 1987) define la dosis primaria como la que incide en la superficie del maniquí e incluye la componente de fotones que provienen directamente del blanco así como la dispersada en los elementos de la cabeza.

3. Requerimientos de los algoritmos de cálculo

Los requerimientos generales de un algoritmo de cálculo vienen básicamente condicionados por su integración y uso clínico en un sistema computarizado de planificación de tratamientos de radioterapia. El algoritmo debe de estar implementado de tal forma que tenga el menor costo de computación posible, la mayor exactitud posible y las mejores condiciones de integración en el sistema de planificación. Se podría hablar de una *usabilidad* del algoritmo.

En general, la exactitud y el costo de computación van en relación inversa. Un algoritmo más rápido suele ser menos preciso. Dado que los sistemas de planificación son interactivos, sería deseable un algoritmo lo suficientemente rápido como para dar de forma casi instantánea una distribución digamos *grosera* de dosis absorbida, en la que únicamente se calculase en puntos determinados, o en una región y no fuese necesario para tener la dosis absorbida en un punto dado, el cálculo tridimensional completo. En todo caso esta valoración, pese a ser general, con la evolución vertiginosa de los ordenadores y la aplicación de las técnicas de computación en paralelo no tardará en resultar irrelevante ya que los tiempos de cálculo aún en la situación más compleja serán totalmente asumibles. Aunque ciertamente, la mejora de la computación está yendo acompañada de implementaciones de algoritmos cada vez más complejos y costosos computacionalmente, aún sigue siendo importante un diseño algorítmico optimizado sobre la base de un costo de computación mínimo.

Sobre los requerimientos de exactitud existe numerosa literatura, principalmente condensada en protocolos de verificación como el de la Asociación Americana de Física Médica AAPM (Med Phys 1998), el grupo holandés de dosimetría de radiaciones *NCS* (*NCS* 2000) y el de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM 2005).

Los requerimientos de exactitud deben estar basados en su aplicación última que es el tratamiento de pacientes. Dado que el proceso radioterápico es complejo hay que estudiar las incertidumbres asociadas a cada etapa y evaluar hasta qué punto interesa mejorar en cada una de ellas ya que como en cualquier sistema la mejora tiene un costo que debe estar justificado por una mejora global del proceso.

En un intento por conocer la exactitud que actualmente sería recomendable en el proceso radioterápico, Boyer y Schultheiss (Boyer y Schultheiss 1988) estudiaron la influencia de la incertidumbre global en la administración de dosis absorbida sobre el control tumoral y concluyeron que una mejora de un 1% en incertidumbre resultaría en un incremento del 2% en el control tumoral en estadios precoces. Diversos autores y entidades han establecido algunas recomendaciones generales en cuanto a la "exactitud" en la administración de la dosis absorbida: 5% (ICRU 1976); 3,5% (Mijnheer y cols. 1987); 3% (Brahme 1988).

En la tabla 1 extraída de la revisión de Ahnesjo y Aspradakis (Ahnesjo y Aspradakis 1999) se muestra una estimación de las incertidumbres típicas actuales (referidas al año de su publicación 1999) y de las futuras. En ellas se ve que en la actualidad el objetivo de la desviación en el cálculo sería de entre un 2%-3% y que en el futuro podría ser útil llegar a un 1%. Los protocolos así como las recomendaciones más extendidas como las de Van Dyk (Van Dyk y cols. 1993) están en esa línea; del orden de un 2% para situaciones de poca complejidad dosimétrica y de un 3%-4% en las situaciones más complejas.

	Técnica actual U(D)% k=1	Futuros desarrollos U(D)% k=1
Dosis absorbida en punto de calibración	2,0	1,0
Incertidumbre adicional en otros puntos	1,1	0,5
Estabilidad UM	1,0	0,5
Planitud haz	1,5	0,8
Datos anatómicos paciente	1,5	1,0
Colocación haz/paciente	2,5	1,6
Proceso global excepto cálculo	4,1	2,4
Cálculo dosis absorbida	1,0 2,0 3,0 4,0 5,0	0,5 1,0 2,0 3,0 4,0
Incertidumbre típica total	4,2 4,6 5,1 5,7 6,5	2,4 2,6 3,1 3,8 4,7

Tabla 1. Incertidumbres típicas asociadas a las distintas etapas del proceso radioterápico, junto con la estimación de la incertidumbre típica para el cálculo de dosis absorbida (datos extraidos de Ahnesjo y Aspradakis 1999.)

4. Descripción de los algoritmos de cálculo de fotones

En esta sección se describirán de forma general los principales algoritmos de cálculo de fotones implementados en los sistemas de planificación de radioterapia externa. Por supuesto, no se van a describir todos y cada uno de los detalles de la implementación en cada uno de los equipos de planificación, ya que esto está fuera del objetivo de este tema. De hecho, cada sistema de planificación, pese a que nominalmente use uno u otro tipo de algoritmo presenta en realidad peculiaridades propias, que en general sólo tienen interés para el usuario de ese equipo en particular. Para una información más detallada se remite al lector a la documentación que debe ser suministrada por el fabricante del equipo de planificación así como a toda la bibliografía allí referida. También veremos que sobre todo en los modelos más antiguos, cada algoritmo ofrecía una solución para un problema concreto y de esta forma los sistemas de planificación combinaban unos algoritmos con otros. Por ejemplo, el algoritmo de Milan-Bentley (Milan y Bentley 1974) de propósito general para campos rectangulares incluvendo correcciones por variación de la distancia fuente-superficie y oblicuidad, algoritmo de Clarkson (Clarkson 1941) para campos irregulares y algoritmos de camino radiológico equivalente o de cociente de TAR, RTAR (Milan y Bentley 1974), los de Batho (Batho 1964) y Batho modificados (Wong y Henkelman 1982), el de TAR equivalente ETAR (Sontag y Cunningham 1978) o el SAR diferencial dSAR para correcciones por heterogeneidad. De hecho, se puede decir que los algoritmos de propósito general como Milan-Bentley servían como plataforma para incorporar otros modelos de corrección para situaciones que diferían de las que el algoritmo abordaba. En muchos sistemas de planificación es posible seleccionar a partir de un algoritmo base, los tipos de corrección, de heterogeneidad por ejemplo, para cada cálculo.

No existe una categorización estricta que clasifique a los algoritmos en clases ya que como veremos casi ninguno pertenece de forma completa a una u otra clase porque casi siempre contienen aspectos híbridos. Sin embargo, una buena clasificación podría ser en cuanto al uso de modelos de física básica de transporte de radiación y se dividirían en empíricos o semiempíricos, semianalíticos y Monte Carlo.

4.1. Algoritmos empíricos y semiempíricos

Estos algoritmos se caracterizan en que básicamente utilizan datos experimentales; en general, interpolan entre cada una de las condiciones de referencia y como mucho utilizan algún procedimiento empírico para cálculos más alejados de las situaciones de medida de los datos de base. En general, serán por tanto muy precisos para situaciones sencillas, cercanas a las de adquisición de datos pero adolecerán de numerosos problemas cuando nos alejemos de las condiciones de referencia ya que los modelos de corrección, lejos de modelar la realidad del transporte de la radiación, son básicamente empíricos.

4.1.1. Matriciales puros

Son los más sencillos. Utilizan datos medidos de campos de referencia y se limitan a interpolar en situaciones intermedias. No utilizan ninguna función de ajuste intermedia, discretizan los datos de forma matricial. Fueron los primeros en usarse para calcular isodosis y sumar campos utilizando perfiles y rendimientos en profundidad medidos. Los cálculos de *UM* son básicamente como un cálculo manual utilizando los datos base y aproximaciones como la

del cuadrado equivalente. Estos algoritmos fueron los primeros en implementarse en los sistemas de planificación. Sus resultados sólo serán buenos en las condiciones de medida, que por supuesto eran, en la mayor parte de las ocasiones, las condiciones de trabajo. Los campos que se utilizaban eran muy sencillos, básicamente campos rectangulares con poca o ninguna conformación y la información anatómica se basaba en contornos sin ninguna posibilidad de información tisular. Las técnicas eran igualmente sencillas, campos paralelos y opuestos, tangenciales, directos o como mucho técnicas en caja y casi siempre con distancia foco-superficie fija, por lo que básicamente las situaciones de tratamiento eran iguales a las de medida.

4.1.2. Milan-Bentley

En los primeros años setenta J. Milan y R.E. Bentley desarrollan en el Hospital Royal Marsden de Londres el primer algoritmo que calcula eficientemente distribuciones de dosis absorbida considerando cambios en distancia foco-superficie, curvatura de superficie y corrección por heterogeneidad (Milan y Bentley 1974).⁶

Este modelo utiliza datos medidos de rendimientos en profundidad y perfiles para campos cuadrados a *SSD* fija para un rango de tamaños de campo para cada energía y en maniquí homogéneo. El sistema manipula estos datos de forma que se tengan en cuenta las distintas variaciones que se puedan dar a partir de las condiciones de adquisición de datos base.

Estos datos base incluyen, para cada campo cuadrado incluido en el rango de tamaños de interés, 17 puntos de cada rendimiento en profundidad y 47 puntos para cada perfil medido a las profundidades del máximo y las de los puntos 5, 9, 13 y 17 de los *PDD*. Los puntos elegidos en el *PDD* son seleccionables y los de los perfiles dependen del tamaño del campo. De esta forma, el espaciado de los datos en los perfiles se incrementa linealmente con la profundidad formándose lo que se denominó *"fan line grid"* según se muestra en la figura 4 (adaptada del manual de TARGET 2). Esta limitación en el número de puntos venía marcada por supuesto por el condicionante de la capacidad de memoria y computación que en estos años eran aún muy limitadas.

⁶ Este algoritmo se implementa en el planificador RAD-8 (Royal Marsden Hospital Planning System) en 1972, en uso clínico durante 15 años. Este algoritmo se usaba en sistemas de planificación comerciales, hasta hace unos pocos años, (Target II de General Electric) como base del cálculo de distribuciones de dosis absorbida en campos de fotones.





a) Cálculo para campo abierto

El algoritmo calcula la dosis absorbida en cualquier punto para un campo abierto como el producto del rendimiento en profundidad en el eje del haz y el factor fuera de eje y utiliza los datos de *PDD* medidos para transformarlos en *PDD* a distancia infinita de forma que:

$$PDD_{\infty}(d, FS_1) = PDD_{SSD1}(d, FS_1) * \left[\frac{(SSD_1 + d)}{(SSD_1 + d_{\max})}\right]^2$$
(1)

donde *d* es la profundidad de interés, FS_1 es el tamaño de campo y d_{max} la profundidad del máximo. Esta expresión convierte los *PDD* base, medidos a una SSD_1 definida, a *PDD* a distancia infinita⁷, es decir con el inverso del cuadrado eliminado. Esta forma de almacenar datos va a permitir luego calcular *PDD* para cualquier *SSD* y corregir así para tratamientos con distinta *SSD* que la de datos base o cuando haya correcciones por oblicuidad, de forma más eficiente.

Así, la dosis absorbida en un punto p situado a una profundidad d y a una distancia fuera de eje x se calcula para un campo de tamaño FS_2 y a una distancia foco-superficie SSD_2 como:

$$D(d, x, FS_2) = PDD_{\infty}(d, FS_2) * OAR(d, x', FS_1) * \left[\frac{(SSD_1 + d_{\max})}{(SSD_2 + d)}\right]^2$$
(2)

donde FS_1 es el tamaño del campo FS_2 proyectado a SSD_1 con la misma posición de mandíbulas de colimador, $FS_2 = FS_1 * (SSD_2/SSD_1)^8$.

⁷ Realmente no es estrictamente valido porque la variación de la dispersión con el aumento del tamaño de campo en profundidad está incluida. En el caso de un haz a SSD infinita el haz es paralelo y no hay aumento del tamaño de campo en profundidad y por lo tanto no hay aumento de dispersión en profundidad.

⁸ El desarrollo matemático del cambio de SSD es muy sencillo, puede verse por ejemplo en el manual del planificador GE TARGET o en el artículo original de Milan y Bentley.

 $OAR(d,x',FS_1)$ es el factor fuera de eje para la profundidad d, tamaño de campo FS_1 y distancia fuera de eje x'(distancia x proyectada a SSD_1) que por supuesto se toma por interpolación de los datos base. El dato de $PDD_{\infty}(d,FS_2)$ se obtiene por interpolación de la tabla construida a partir de los datos base según la ecuación (1)⁹. En el caso de que la superficie donde incide el campo no fuese plana, el cálculo es una extensión del cambio por SSD, excepto que por supuesto el cambio de SSD será diferente para cada "fan line" y por tanto cada punto en un mismo plano tendrá una corrección diferente.

Hasta aquí hemos visto el cálculo de la dosis absorbida en cualquier punto de un maniquí homogéneo cuando incide un campo abierto. Para el caso de heterogeneidades, el algoritmo de Milan-Bentley incorpora en su forma original, de forma directa y sencilla, la corrección de camino radiológico equivalente EPL^{10} sustituyendo de forma directa la profundidad geométrica d, por la profundidad equivalente d_{eff} calculada para cada punto como:

$$d_{eff} = \sum_{i} d_i * \rho_i \tag{3}$$

donde las d_i son las distancias geométricas recorridas por el rayo correspondiente a lo largo de las heterogeneidades i y las ρ_i son las densidades electrónicas de la *i*-ésima heterogeneidad. En el algoritmo original las heterogeneidades eran volumétricas y se definían a través de contornos asignando una densidad electrónica dada.

La extensión, sin embargo, a los cálculos píxel a píxel se puede simplificar considerando las d_i como el tamaño de píxel y las ρ_i como las densidades electrónicas de cada punto obtenidas a través de un fichero de conversión de números Hounsfield a densidades electrónicas¹¹.

b) Campos conformados

El algoritmo original de Milan-Bentley no consideraba este problema. Sin embargo, extensiones posteriores implementan algoritmos tipo Clarkson para calcular a partir de la cantidad de dispersión en el eje un cuadrado equivalente y utilizar todos los datos de *PDD* referidos a ese cuadrado. La atenuación de los

⁹ Para el *PDD* de datos base se utiliza el cuadrado equivalente según la fórmula de Worthley (Worthley y Cooper 1967): *EQFS*=(2 * *W***L*)/(*W*+*L*).

¹⁰ Los sistemas de planificación basados en el algoritmo de Bentley-Milan suelen incorporar, además, otros tipos de algoritmos de corrección por heterogeneidad como por ejemplo los de Batho, los *RTAR* o los *ETAR* que estudiaremos con detenimiento más adelante.

¹¹ El caso más general del cálculo del camino radiológico equivalente en una matriz de números *CT* tridimensional y teniendo en cuenta como cada rayo atraviesa cada píxel, es mucho más complejo. Un algoritmo eficiente, basado en la transformada rápida de Fourier (*FFT*), fue desarrollado a mediados de los 1980 por Siddon (Siddon 1985) constituyendo la base no sólo para los cálculos dosimétricos sino para las radiografías digitalmente reconstruidas *DRR*. Para más información consultar el artículo original de R. L. Siddon.

bloques se modela de la forma más simple utilizando un factor de transmisión para el bloque y aplicándolo a cada rayo. De esta forma, se modelizaría la atenuación del bloque de la radiación primaria pero no la dispersa¹².

c) Cuñas

El sistema de cálculo de campos con cuñas en este algoritmo es muy simple. Sencillamente utiliza datos medidos de los perfiles y rendimientos de cuña para un conjunto de campos cuadrados en condiciones de referencia, de forma que en caso de campo con cuña el sistema utiliza en la ecuación (2), el OAR medido con cuña y el PDD_{∞} correspondiente al campo con cuña. Es un método muy preciso, pero que necesita para cada cuña un conjunto de datos similar al de campos abiertos.

Conclusiones, ventajas e inconvenientes del algoritmo de Milan-Bentley

La ventaja fundamental de este algoritmo es que de forma sencilla y eficiente calcula distribuciones de dosis absorbida para un medio equivalente a agua a partir de datos medidos. Además es fácil de implementar, entender, verificar y usar. Los datos de los que se alimenta son datos sencillos de adquirir y en su forma original no utiliza ningún tipo de ajuste, de forma que las únicas posibles discrepancias entre cálculo y medida para las condiciones estándar son las de la zona de penumbra debido a los tamaños de rejilla de cálculo. Dado que todos los campos que se calculan se obtienen a partir de interpolaciones de datos medidos, con un buen conjunto de datos base los resultados serán muy exactos para condiciones no muy alejadas de los datos base, por lo que la exactitud de estos cálculos dependerá críticamente de la cantidad de datos de entrada. Cuantos más datos, más exactitud, lo que puede ser un inconveniente a la hora de adquirir e introducir un conjunto muy extenso de datos, sobre todo si como en los tiempos de desarrollo de este algoritmo no se disponen de sistemas automáticos eficientes de adquisición y transferencia de datos al planificador.

Hemos visto que el algoritmo tiene en cuenta de forma sencilla las variaciones de *SSD* y curvatura de superficie y por lo tanto calculará bien estas variaciones excepto que los cambios en *SSD* y en la topología de las superficies sean muy grandes.

En cuanto a los cálculos en heterogeneidades la corrección por *EPL* es demasiado simple para que sus resultados sean buenos, de hecho las variaciones pueden ser mayores del 15%. En cuanto a los campos conformados dado que

¹² No se tiene en cuenta la falta de radiación dispersa en la región sin bloquear, debido a la región bloqueada ya que ésta no aporta dispersa y el perfil de radiación que se utiliza es el del campo abierto definido por las mandíbulas del colimador que por supuesto incluye la radiación dispersa. Estas modificaciones pueden ser incorporadas al algoritmo original convolucionando esta dosis primaria con una función tipo gaussiana que modela la zona de penumbra.

su consideración es muy simplista, el algoritmo funcionará razonablemente cuando las conformaciones sean pequeñas y con geometrías sencillas.

En resumen, el algoritmo Milan-Bentley será muy adecuado para cálculos de campos sencillos, cercanos a las condiciones de medida de los campos base e irá perdiendo exactitud a medida que nos alejemos de estas condiciones.

4.1.3. Algoritmos tipo Clarkson

La principal alternativa al algoritmo Milan-Bentley fueron sin duda los algoritmos que separan radiación primaria de dispersa, que funcionan en general por sumación de radiación dispersa, llamados de Clarkson por la aplicación de su método para calcular dosis absorbida en puntos de un material irradiado por campos irregulares (Clarkson 1941). Cunningham, Shrivastava y Wilkinson del Ontario Cancer Institute (Cunningham y cols. 1972) demuestran como el algoritmo de Clarkson se puede implementar eficientemente en un programa de ordenador¹³.

En su artículo original describen el famoso programa IRREG que en palabras de sus autores "calcula la tasa de dosis y el rendimiento en profundidad de cualquier número de puntos seleccionados en un paciente irradiado por un solo haz irregular".

Desde entonces se han producido numerosos refinamientos del algoritmo original pero el principio básico que inspira este tipo de algoritmos se mantiene: la separación de la radiación directa y la dispersa, su tratamiento de forma separada y su posterior suma para dar la dosis absorbida total. Por motivos didácticos e históricos se va a describir el algoritmo en su forma original tal como Cunningham y colaboradores lo implementaron en IRREG. Posteriormente, se describirá como se implementa este tipo de algoritmos en su versión más actual, el *algoritmo modificado de integración de sectores de Clarkson*.

a) Algoritmo de Clarkson/Cunningham implementado en programa IRREG

Este algoritmo, como todos los de tipo Clarkson, descansa en el principio de separación de la radiación directa y la dispersa. A continuación se describirá el tratamiento de estas dos componentes en IRREG.

a.1) Cálculo de la radiación dispersa

Los datos básicos de *SAR* están tabulados en la bibliografía (Gupta y Cunningham 1966; Johns y Cunningam 1969) para campos circulares y dan re-

¹³ Es el program IRREG con 6 páginas de código (6000 caracteres) escrito en lenguaje FORTRAN IV y puesto en su tiempo de forma gratuita a disposición de cualquier usuario. Este programa original se introdujo como un módulo de corrección de otro programa que calculaba mapas de isodosis completos en planos arbitrarios para un número arbitrario de haces regulares.

sultados a lo largo del eje. Para un campo conformado general y en un punto fuera de eje el valor de la *SAR* efectivo se obtiene con bastante exactitud a partir de estas tablas usando el método de integración de sectores propuesto originalmente por Clarkson (Clarkson 1941).

Este método se describe con ayuda de la figura 5.



Consideremos *P* como punto problema en el queremos calcular la dosis absorbida total dispersa que llega del campo irregular representado por el polígono *ABCDE*.

Los puntos *A*, *B*, *C*, *D*, *E* y el punto *P* están localizados en un sistema cartesiano de coordenadas cuyo origen está indicado como *O*. La cantidad de radiación dispersa procedente del sector *PA* que alcanza el punto *P* será proporcional al producto $SAR(d, r_{ai})^*\Delta\theta_a/2\pi$, donde r_{ai} es el radio del sector y $\Delta\theta_a$ es su anchura angular. $SAR(d, r_{ai})$ es el *SAR* a la profundidad *d* para un campo circular de radio r_{ai} tabulado para la energía del campo en cuestión. De tal forma que la radiación dispersa total procedente del triángulo *APB* será:

$$SAR(d)_{P} = \sum_{i} SAR(d, r_{ai}) * \Delta \theta_{ai} / 2\pi$$
(4)

donde la suma se refiere a todos los sectores que completan el triangulo *APB*. Los incrementos de anchura angular se suelen tomar de 10°. Una vez evaluados los $r_{ai'}$ los valores del *SAR*(*d*, r_{ai}) se obtienen por interpolación de los datos publicados. La dispersión total procedente de todo el campo irregular que alcanza el punto *P* será la suma de todos los sectores, teniendo en cuenta que algunos cuentan de forma negativa. Por ejemplo, consideremos el sector, *PB*. En esta sector la dispersión total que alcanza *P* será la proporcional a (*SAR*(*d*, r_{bi})–*SAR*(*d*, r_{ci})+*SAR*(*d*, r_{di}))* $\Delta \theta/2\pi$. La dispersión procedente del lado *CD* debe ser restada, mientras que las contribuciones del resto de lados deben ser sumadas. Este signo se puede calcular en un programa de ordenador definiendo la magnitud:

$$G = \left(\vec{V}_1 \times \vec{V}\right) / \left|\vec{V}_1 \times \vec{V}\right|$$

Siendo $\vec{V_1}$ y \vec{V} los vectores que se muestran en la figura 5. Esta magnitud valdrá +1 si el producto vectorial es positivo y –1 cuando es negativo.

Así se puede generalizar la ecuación (4) y escribir:

$$SAR(d)_{P} = \sum_{i} SAR(d, r_{i}) * \sum_{j} G_{j} \Delta \theta / 2\pi$$
(5)

Donde los índices *i*, *j* indican que la suma es sobre todos los sectores *i* que abarcan los lados (o triángulos) *j*.

La ecuación (5) es la ecuación básica de suma de la radiación dispersa. Esta integración de sectores se ha venido optimizando con el tiempo por métodos más eficientes de triangulación pero el significado físico es el mismo.

Partiremos de la definición inicial de TAR:

$$TAR(d, r_d) = D(d, r_d) / D_{air}(d, r_d)$$

donde $D(d, r_d)$ es la dosis absorbida en un maniquí a la profundidad d a lo largo del eje central de un campo de área $r_d y D_{air}(d, r_d)$ es la dosis absorbida en aire en las mismas condiciones geométricas pero en un maniquí de masa justamente suficiente para obtener condiciones de equilibrio electrónico. Así, la dosis absorbida total dispersa que alcanza un punto P en el eje será $D_{sp} = D_{air}(d, r) * SAR(d)_P$ donde ahora $D_{air}(d, r)$ se refiere al campo sin conformar r (algo parecido al rendimiento actual pero medido en aire). El hecho de utilizar el valor de $D_{air}(d, r)$ que es un valor en el eje para cualquier punto es una aproximación cuya validez viene justificada únicamente por datos experimentales. También es una aproximación suponer que la contribución de cada sector coincide con los valores medidos de campos circulares ya que todo el resto del campo es diferente.

a.2) Cálculo de la radiación primaria

La atenuación en el maniquí de la componente primaria viene descrita por el TAR(d,0). Así, la componente primaria de la dosis absorbida en un punto situado a una profundidad d, a lo largo del eje del campo, vendrá dada por:

$$D_{pp} = D_{air}(d, r) * TAR(d, 0)$$
(6)

Para puntos fuera del eje, la ecuación (6) se modifica de la siguiente forma. En primer lugar, se reemplaza el TAR(d,0) por un TAR a una profundidad efectiva d'. Esta profundidad efectiva es la profundidad del punto en cuestión a lo largo del rayo que une el foco con el punto. En segundo lugar, si el punto está cerca del borde del campo se utiliza un factor que tenga en cuenta la forma de la zona de la penumbra del campo. En su forma más simple este factor será puramente geométrico teniendo en cuenta el tamaño de la fuente, la distancia del foco al colimador, a la conformación, la distancia foco-superficie y la profundidad¹⁴. La modelización de este factor Pp en IRREG se basa en el modelo de Wilkinson (Wilkinson y cols. 1970).

En este modelo la fuente viene modelada por una función de intensidad del tipo:

$$\frac{\alpha^2}{2\pi(SD)^2} * e^{\left(\frac{-\alpha r'}{(SD)}\right)}$$

donde α es un parámetro ajustable, *SD* es la dimensión física de la fuente¹⁵ y *r'* la distancia radial desde el centro de la fuente. Así, el área que el punto *P* ve de la fuente vendrá dada como una suma de contribuciones de sectores de forma similar a la suma referida en la ecuación (5). De esta forma, la contribución de radiación primaria al punto *P* vendrá dada por una expresión del tipo:

$$P_p = t + \sum_j (G_j * (1 - t)) * \Delta \theta_j / 2\pi * \sum_i \left(1 - (\alpha r_i / p) * e^{\left(\frac{-\alpha r_i}{(p)}\right)} \right)$$

donde t es una constante que representa la transmisión del colimador y p es el valor de la penumbra geométrica. El valor de α puede ser evaluado por con-

¹⁴ En realidad el factor no sólo es geométrico ya que depende del diseño exacto del colimador, de la cantidad de radiación dispersada por la cabeza de la unidad de radiación y de la transmisión del colimador, parámetros que son función de cada energía y de cada máquina.

¹⁵ En está época la mayor parte de las unidades de terapia eran máquinas de cobalto-60.

sideraciones geométricas aunque como se ha comentado anteriormente, un ajuste empírico a los perfiles medidos dará mejores resultados¹⁶.

Así tendremos que, la dosis absorbida total en un punto arbitrario P situado en un plano a una profundidad en el eje d y a una profundidad efectiva d', e irradiado con un campo conformado arbitrario con una apertura de colimador equivalente a un campo circular r, viene dada por:

$$D_{p} = D_{air}(d, r) * [TAR(d', 0) * P_{p} + SAR(d)_{p}]$$
(7)

b) Algoritmo modificado de integración de sectores de Clarkson

Una versión actual del algoritmo de integración de sectores de Clarkson calcularía la dosis absorbida en un punto *p* irradiado por un campo de tamaño *fs* según la expresión general:

$$D(p,fs) = D(d_{ref},fs) * ISF(p) * [P(p)TPR(d,0) + SPR(r,fs)] * \frac{S_p(0)}{S_p(fs)}$$
(8)

o si se emplea el formalismo TAR:

$$D(p,fs) = D(d_{ref},fs) * ISF(p) * [P(p)TAR + SAR(r,fs)]$$
(9)

 $D(d_{ref},fs)$ es la dosis absorbida en las condiciones de calibración para el campo equivalente abierto *fs. ISF* (*p*) es la corrección por el inverso del cuadrado, desde la distancia de calibración a la distancia del foco al punto *p*, *P*(*p*) ahora es el factor que tiene en cuenta además de la penumbra, los modificadores del haz.

$$P(p) = W(x, y) * B(x, y) * P_0(x) * P_0(y)$$

W(x,y) es el factor de transmisión de cuña en el *"fan line"* apropiado, B(x,y) el factor de transmisión del bloque en el mismo *"fan line"* y los P_0 modelan el perfil del campo sin modificadores.

Los W(x,y) se calculan a partir de la definición de la cuña física calculando en cada *"fan line"* la transmisión de la radiación primaria según:

$$W(x,y) = e^{-\mu t} * \frac{WF}{e^{-\mu T}}$$

¹⁶ El valor teórico de α es 4 y el de *t* del orden de 0,01. El ajuste es mejor cuanto menor sea el tamaño del foco, por lo que los autores defienden que aunque en su tiempo no se evaluó, el resultado debe ser más correcto para aceleradores lineales.

 μ es el coeficiente de atenuación lineal de la cuña, t es el espesor de cuña a través del rayo correspondiente, WF es el factor de cuña en el eje interpolado de la tabla de medidas de factor de cuña en función del tamaño de campo y T es el espesor total de cuña en el eje¹⁷.

La forma funcional de estos P_0 puede ser variada. En algunos planificadores se calculan según el modelo de Wilkinson descrito anteriormente, añadiendo para el caso de aceleradores lineales una modificación por el filtro aplanador¹⁸. En otros, se presupone una forma funcional del perfil sin modificadores del tipo (Johns y Cunningam 1983):

$$Po(x) = \{1 - 1/2 * e^{(\alpha|x| - f_s/2)}\} \text{ para } |x| - f_s/2 < 0$$

y
$$Po(x) = \{T + (T - 1/2) * e^{(-\alpha|x| - f_s/2)}\} \text{ para } |x| - f_s/2 > 0$$

donde α es un parámetro ajustable que controla la pendiente de la penumbra y T es el factor de transmisión del colimador. Ambos son parámetros que se deben ajustar en el momento del modelado del haz¹⁹.

El resto de magnitudes de las ecuaciones (8) y (9) ya se han discutido o definido anteriormente.

Al igual que en el algoritmo Milan-Bentley, el modelo admite de forma sencilla la corrección por heterogeneidad del haz primario, evaluando los *TAR* a la profundidad radiológica efectiva en vez de a la profundidad geométrica. También se puede asociar a otros algoritmos de corrección por heterogeneidad que veremos en la siguiente sección.

Los datos generales de entrada de este tipo de algoritmos son las tablas de *TAR* o *TPR* de campo cero y de *SAR* o *SPR*. Generalmente, el sistema permite introducir *TAR* o *TPR* para distintos tamaños de campo y el sistema extrae por extrapolación los *TAR* o *TPR* de campo cero así como los *SAR* o *SPR*. Asimismo, el sistema requerirá los parámetros de ajuste de la zona de penumbra²⁰ y en el caso de aceleradores un perfil diagonal para modelar el efecto del filtro apla-

¹⁷ Al no incorporar la generación y atenuación de radiación dispersa, el factor de cuña calculado se puede corregir utilizando los datos medidos.

¹⁸ Este factor se calcula a partir de una medida de un perfil diagonal del campo máximo, considerando simetría radial en el filtro y por tanto en el haz de radiación.

¹⁹ Este tipo de funciones ajustan la zona de la penumbra con dificultad puesto que son simétricas respecto al 50% del campo mientras que el perfil real no lo es. Se puede modelar esta falta de simetría poniendo dos valores α diferentes para cada una de las $P_o(x)$. Además, se puede introducir para aceleradores lineales una corrección fuera de eje al igual que en el caso anterior.

²⁰ Los sistemas de planificación suelen tener herramientas de ajuste para que a partir de perfiles medidos se calculen los valores de los factores de transmisión y penumbra que mejor se ajusten a las medidas.

nador en el factor fuera de eje. Las cuñas motorizadas o físicas se modelan a partir de su descripción geométrica y las cuñas virtuales mediante una tabla de segmentación.

Conclusiones, ventajas e inconvenientes de los algoritmos tipo Clarkson

Estos algoritmos están más basados en modelos físicos que los de Milan-Bentley por lo que en configuraciones de campos conformados complejos los resultados serán mejores. Sin embargo, y dado que el sistema utiliza menos datos medidos, en condiciones sencillas dará resultados más pobres. También estos algoritmos son más difíciles de entender y por tanto el modelado y aceptación de los distintos haces en el planificador es más larga y compleja. Sin embargo, en principio, la cantidad de datos que se deben adquirir es menor y también su introducción será, en principio, más corta²¹. También los tiempos de cálculo serán mayores debido a la sumación de la radiación dispersa.

Las limitaciones de estos algoritmos vienen básicamente motivadas por el hecho de que la modelización de la radiación secundaria se limita a las conformaciones y no considera por ejemplo la variación de la radiación dispersa cuando hay una incidencia oblicua o una superficie curvada. También tiene problemas con incidencias parciales por esta misma razón. En cuanto a las heterogeneidades, si únicamente utiliza el *EPL* los problemas son los mismos que en los algoritmos Milan-Bentley. Sin embargo, al igual que en éstos, se pueden implementar otro tipo de algoritmos más exactos, aunque nunca podrán calcular correctamente situaciones en las que sea importante el transporte de electrones en la heterogeneidad ni donde la falta o exceso de dispersión provocada por la heterogeneidad sea muy grande.

Sin duda su fuerza radica en el modelado de campos conformados, pero incluso en este aspecto el algoritmo falla en situaciones complejas tales como las que se empiezan a dar cuando se implementan los colimadores multilámina, que pueden utilizar campos conformados muy complejos para los que la integración de sectores deja de ser un procedimiento adecuado de cálculo de dosis absorbida dispersa, ya que los campos circulares de los que parten los datos de *SAR* empiezan a ser muy diferentes de la realidad²².

²¹ En realidad, suelen necesitarse casi el mismo número de datos medidos aunque no los emplee el sistema directamente, con el fin de verificar que el planificador calcula de forma adecuada.

²² Además de otros factores asociados a la construcción del *MLC*, como fuga interlámina, efecto de machihembrado, focalización, etc.

4.1.4. Algoritmos de corrección por heterogeneidad

Hasta la incorporación de los algoritmos de convolución/superposición se desarrollaron tres generaciones de modelos de corrección por heterogeneidad (Sontag y Cunningham 1978).

Primera generación. EPL

En la primera generación los cambios inducidos por la heterogeneidad se consideran únicamente para la radiación primaria, despreciando totalmente los cambios inducidos en la componente dispersa. Estos algoritmos, llamados de forma general de camino radiológico equivalente *EPL*, se basan, como ya hemos mencionado, en el cálculo de un camino radiológico equivalente. Este cálculo en su forma más general vendrá dado como:

$$d' = \frac{1}{\rho_w} \int_0^z \rho(x) dx$$

donde ρ_w es la densidad electrónica del agua y $\rho(x)$ es la densidad en cada punto, estimada a partir de asignaciones a un contorno o a partir de números *CT*. En la ecuación (3) utilizada por el algoritmo de Milan-Bentley, se realiza el mismo cálculo de forma discreta.

Una vez que se ha calculado d', la corrección se puede realizar de varias formas (Anesjo y Aspradakis 1999). El primer método es el de atenuación lineal efectiva, el segundo el de desplazamiento de isodosis (Greene y Steward 1965; Sunblom 1965), el tercero es el cociente de *TAR* (ICRU 1976) y el cuarto el de *SSD* efectiva (Cunningham y cols. 1972; Purdy y Prasad 1983).

De esta forma el coeficiente de corrección sería (en orden de número de método):

$$CF(d) = e^{-\mu_*(d'-d)}$$

$$CF(d) = \frac{TAR(fs,d')}{TAR(fs,d)}$$

$$CF(d) = \frac{PDD(fs,d',SSD)}{PDD(fs,d,SSD)} \left(\frac{SSD+d'}{SSD+d}\right)^2$$

$$CF(d) = \frac{PDD(fs,d-n(d-d'),SSD)}{PDD(fs,d,SSD)}$$

donde *n* es una constante empírica.

Estos métodos modelan adecuadamente la radiación primaria excepto en situaciones donde exista un fuerte desequilibrio electrónico como por ejemplo un haz de alta energía incidiendo en pulmón (García-Vicente y cols. 2003). En
otras situaciones complejas, pero clínicamente realistas, estos algoritmos pueden dar lugar a errores clínicamente inaceptables (Wong y Purdy 1990; García-Vicente y cols. 2003).

Segunda generación. Batho

La segunda generación se basa en el método propuesto originalmente por Batho (Batho 1964) y generalizado más tarde por Sontag y Cunningham (Sontag y Cunningham 1977), Webb y Fox (Webb y Fox 1980) y finalmente El-Khatib y Bathista (El-Khatib y Bathista 1984) y Thomas (Thomas 1991). Estos algoritmos también se conocen como *"Batho power law"*, *"TAR power law" y "TMR power law"*.

Estos métodos tienen en cuenta adecuadamente la radiación primaria y de forma indirecta cambios en la componente dispersa en relación a la densidad electrónica de la heterogeneidad. Asimismo, también consideran la posición del punto de interés respecto a la heterogeneidad. Sin embargo, como en el caso de los métodos de primera generación, no se tiene en cuenta la dimensión lateral de la heterogeneidad (se consideran láminas infinitas) y solamente se consideran las heterogeneidades entre el foco del haz y el punto de cálculo.

La deducción de la expresión original de Batho es sencilla, se basa en la propiedad multiplicadora de los *TAR*. Un material con densidad electrónica doble de otro, atenúa y dispersa el doble que el primero por lo que la dosis absorbida en un punto *p* situado a una profundidad *d* en el primer material sería $D=D_{air}*TAR(d,A)$ y a la misma profundidad *d* en el segundo material $D=D_{air}*TAR(d,A)*TAR(d,A)$.

En el caso general de un material de densidad electrónica²³ ρ será $D=D_{air}^{*}(TAR(d,A))\rho$.

A partir de esta premisa es fácil deducir²⁴ que, en el caso general de un punto p que se encuentra por debajo de dos heterogeneidades planas con densidades electrónicas relativas ρ_1 y ρ_2 y con distancias desde su límite anterior al punto p, d_1 y d_2 .

$$CF = \frac{TAR(d_1, A)^{\rho_1 - \rho_2}}{TAR(d_2, A)^{1 - \rho_2}}$$

²³ En el caso de las energías de fotones empleadas en radioterapia la interacción mayoritaria en agua es siempre Compton. En caso de energías muy altas o muy bajas donde el efecto fotoeléctrico o la creación de pares fuesen importantes debería corregirse por el número atómico del material Z.

²⁴ Ver por ejemplo (Sontag y Cunningham 1978).

Ésta es la expresión deducida por Sontag y Cunningham (Sontag y Cunningham 1977). En el caso de que la densidad relativa del primer material sea 1 tendremos que:

$$CF = \left[\frac{TAR(d_1, A)}{TAR(d_2, A)}\right]^{1-\epsilon}$$

que es la expresión original de Batho.

En el caso de que los materiales 1 y 2 tengan distinto número atómico efectivo el factor habrá que modificarlo por el cociente de los coeficientes de absorción de energía másicos y así tendremos que:

$$CF = \frac{TAR(d_1, A)^{\rho_1 - \rho_2}}{TAR(d_2, A)^{1 - \rho_2}} * \frac{(\mu_{en}/\rho)_1}{(\mu_{en}/\rho)_2}$$

Expresión también deducida por Sontag y Cunningham y denominada por ellos como *ecuación generalizada de Batho*.

Más tarde Webb y Fox (Webb y Fox 1980) y Casell (Casell y cols. 1981) generalizaron el método para *n* capas y posteriormente El-Khatib y Bathista (El-Khatib y Bathista 1984) y Thomas (Thomas 1991) mostraron que el factor de corrección debería estar basado en *TMR* en vez de en *TAR* y así llegamos a la expresión final más general para el factor de corrección por heterogeneidad:

$$CF = \frac{(\mu_{en}/\rho)_N}{(\mu_{en}/\rho)_w} * \prod_{m=1}^N (TMR(d - d_m + d_{max}))^{(\mu_m - \mu_{m-1})/\mu_w}$$

donde μ_m y μ_w son los coeficientes de atenuación lineal de la capa *m* y del agua respectivamente y $(\mu_{en}/\rho)_N$ es el coeficiente de absorción de energía másico de la capa *N* (la última), d_m es la distancia desde la superficie anterior de la heterogeneidad *m* al punto de interés, y d_{max} es la profundidad del máximo para el haz en cuestión.

Las restricciones del uso de estos métodos se basan en sus simplificaciones que básicamente son:

- 1. Sólo se examina la geometría por encima del punto en cuestión.
- 2. El efecto de una inhomogeneidad en la dosis absorbida en un punto, no depende del espesor del tejido por debajo del punto.
- 3. Existe equilibrio electrónico.
- 4. Las dimensiones laterales de todas las regiones son al menos las del campo de radiación.

Wong y Henkelman (Wong y Henkelman 1982) han mostrado las principales limitaciones del método original de Batho y de sus modificaciones en base a un análisis teórico de las interacciones de la componente primaria y dispersa, validando sus deducciones con verificaciones experimentales. De acuerdo con estos autores, el método de Batho generalizado da buenos resultados para un punto por debajo de una heterogeneidad plana más extensa que el campo y con densidad menor que el agua. En situaciones extremas de heterogeneidades grandes, con densidades mayores que el tejido, el método da resultados con errores mayores del 10%. El modelo sobrestima siempre la dosis absorbida cuando tratamos con heterogeneidades con densidades mayores que el agua. Además, está claro que el método no sirve para situaciones de pérdida de equilibrio electrónico (alta energía, baja densidad, campos pequeños) ni para heterogeneidades donde su tridimensionalidad no pueda ser simplificada.

Al igual que los *EPL*, no consideran la variación del recorrido electrónico en los bordes de campo dentro de una heterogeneidad por lo que el cálculo en las zonas de penumbra en heterogeneidades tipo pulmón o hueso de alta densidad no será correcto (Engelsman y cols. 2001; García-Vicente y cols. 2003).

Tercera generación. ETAR

La tercera generación de métodos clásicos de corrección por heterogeneidad considera tamaño, forma y posición de la heterogeneidad aunque como veremos de forma simplificada.

Aunque hubo otros intentos (Cunningham y Beaudoin 1973), el algoritmo de tercera generación más extendido y de mayor interés es el de *TAR* equivalente o *ETAR*. Este método, publicado por Sontag y Cunningham en 1978, fue el primero que intentó calcular correcciones por heterogeneidad de la componente dispersa utilizando múltiples cortes *TC* para conocer la densidad electrónica píxel a píxel²⁵.

En sus propias palabras:

"La esencia del método TAR es la idea de que una magnitud análoga al TAR se puede determinar para maniquíes que contengan materiales no equivalentes al agua poniendo en escala la profundidad y el tamaño de campo de una forma apropiada".

Esta idea no era nueva sino que tenía una base sólida en el teorema enunciado por O'Connor en 1957 (O'Connor 1957) y que básicamente dice que el cociente de la fluencia de fotones secundarios dispersados y de la fluencia de fotones primarios es constante en dos medios de distinta densidad y misma composición atómica cuando se irradian con un mismo haz de fotones, po-

²⁵ Fue implementado de forma masiva en los planificadores de los 1980 y todavía es de uso común en muchos centros.

niendo en escala todas las distancias, incluyendo tamaños de campo, de forma inversa a su densidad.

Así, el factor de corrección vendrá dado por:

$$CF = \frac{TAR_{hetero}(d', fs')}{TAR_{agua}(d, fs)}$$
(10)

donde d' y fs' se refieren a la profundidad y tamaño de campo efectivos. La profundidad d' coincide con el camino radiológico ya descrito y el tamaño de campo efectivo fs' se calcula a partir de un radio efectivo $r'=r*\rho'$ donde r es el radio del campo circular equivalente y ρ' es la densidad electrónica efectiva. Esta densidad efectiva se calcula como una media ponderada de las densidades de todos los "voxels" del medio, donde el peso de cada "voxel" depende de su contribución relativa a la dispersión:

$$\rho' = \frac{\sum_{i,j,k} W_{i,j,k} \rho_{i,j,k}}{\sum_{i,j,k} W_{i,j,k}}$$
(11)

Cada uno de los pesos es función de la distancia y ángulo desde el elemento dispersor al punto de cálculo así como de la fluencia de fotones en el elemento dispersor²⁶.

Para reducir el tiempo de cálculo de la ecuación (11), se realiza un proceso en dos pasos. El primero consiste en realizar una integración de los cortes *TC* de forma que cada corte *TC* se sustituye por un promedio ponderado de él mismo y sus vecinos en cuanto a densidad electrónica. Este proceso fue denominado por sus autores *coalescencia*.

Estas densidades se calculan según:

$$\rho'_{i,j} = \frac{\sum_{k} W_k \rho_{i,j,k}}{\sum_{k} W_k}$$

donde los W_k son los factores totales de peso²⁶ que ponderan el efecto que cada corte de *TC* tiene en cuanto a la dispersión que desde esos planos llega al corte sobre el que se hace la coalescencia²⁷. Este plano se considera a una distancia efectiva Z_{eff} del plano de cálculo²⁶.

²⁶ Su cálculo concreto puede consultarse en el apéndice del artículo original ya mencionado.

²⁷ De aquí que los algoritmos que utilizan este procedimiento se llamen de 2,5 *D* a caballo entre los tridimensionales y los bidimensionales puros.

Así las $\rho'_{i,j}$ se calculan una vez, sirven para todos los cálculos y el cálculo de volumen inicial de la ecuación (11) se convierte en una integración sobre un plano. Este procedimiento de coalescencia permite que los cálculos en múltiples cortes *TC* se realicen en la misma cantidad de tiempo y el mismo uso de memoria, que en un solo corte.

En el segundo paso, se calcula la densidad efectiva de cada punto de cálculo según:

$$ho' = rac{\displaystyle\sum_{i,j} W_{i,j}(Z_{e\!f\!f})
ho'_{i,j}}{\displaystyle\sum_{i,j} W_{i,j}(Z_{e\!f\!f})}$$

La derivación de estos $W_{i,j}(Z_{e\!f\!f})$ puede consultarse en el apéndice del artículo original.

Con este valor de la densidad electrónica efectiva ρ' , ya se puede calcular el tamaño de campo efectivo fs' y la profundidad efectiva d' y así, sustituyendo en la ecuación (10) se obtiene el factor de corrección para cada punto.

Como hemos visto, la formulación de *ETAR* es 3D, sin embargo, el cálculo de la ecuación (11) era demasiado costoso para el hardware de la época por lo que se realiza una formulación 2,5 D por un método de coalescencia. Esta simplificación hacía que el método no fuese fácilmente aplicable en campos irregulares por lo que posteriormente Yu y Wong (Yu y Wong 1993) aplican técnicas de transformada rápida de Fourier *FFT* para poder realizar el cálculo original tridimensional (ecuación (11)) sin necesidad de aproximaciones (evitando la coalescencia) y con un costo de computación razonable.

El método *ETAR* y 3D *ETAR* ha representado hasta la reciente entrada de los algoritmos de convolución/superposición el estado del arte en cuanto a cálculo en heterogeneidades²⁸. Este método, además, ha sido el más popular por ser el que ofrece una mejor relación precisión/costo computación. El *ETAR* da generalmente buenos resultados para campos grandes, en zonas donde hay equilibrio electrónico.

Uno de sus principales problemas consiste en la consideración de la atenuación de la radiación dispersa. Implícitamente el método considera esta atenuación como en un medio equivalente a agua, ya que los valores de peso no tienen en cuenta este efecto. Esto quiere decir que, por ejemplo, para la radiación dispersada por el pulmón, el modelo considera que es atenuada como si

²⁸ Existen otros métodos de corrección de heterogeneidades 3D más exactos en muchas situaciones, como el SAR diferencial o DSAR de Beaudoin (Beaudoin 1968) y (Cunningham y cols. 1972) y el "Delta Volume Method" (Wong y Henkelman 1983), sin embargo de mucha menor popularidad por el enorme incremento de coste de computación para incrementos modestos de exactitud; para más detalles, consultar la revisión de Wong y Purdy de 1990.

el medio fuese equivalente a agua. Esto resulta en una sobreestimación de la densidad efectiva y consecuentemente del tamaño de campo efectivo.

Otra idealización del método es que la falta de dispersión en un medio viene modelada como una reducción del tamaño de campo efectivo sin un cálculo explícito de ésta. La simplificación es correcta para situaciones donde se cumple el teorema de O'Connor, es decir, un medio rodeado de otro de menor densidad pero sin cambios bruscos. En situaciones donde se produce este problema (por ejemplo la irradiación con campos tangenciales de una mama, donde parte del campo está al aire), el método puede subestimar la falta de dispersión por la falta de material.

En la figura 6 extraída de la revisión de Wong y Purdy (1990) se muestra una comparación de los distintos algoritmos analizados junto con el *FFT*, que se estudiará en los apartados sobre los métodos de convolución/superposición, para un maniquí con heterogeneidades planas de poliestireno-corcho-aluminio-poliestireno, para la energía del ⁶⁰Co, en la que se ve el orden de precisión de los algoritmos según su mejor modelado de la heterogeneidad.



4.2. Algoritmos semianalíticos (Convolución/Superposición)

Los algoritmos que aquí se denominan como convolución/superposición²⁹ integran los modelos que partiendo de núcleos de deposición de energía calculan la dosis absorbida a partir de una convolución³⁰ del terma (energía total liberada por unidad de masa), T(r), en cada punto de interacción y el núcleo de deposición de energía, H(r), según:

$$D(\vec{r}) = \iiint_V \int T(\vec{r}', E) * \frac{\rho(\vec{r}')}{\bar{\rho}(\vec{r})} H(\vec{r}, \vec{r}', E) d^3 \vec{r}' dE$$

Esta expresión se entiende de una forma más visual con ayuda de la figura 7 extraída de la página WEB de ELEKTA (www.elekta.com).





Aunque los primeros artículos acerca del uso de núcleos de deposición de energía en dosimetría datan de los años 1950 (Loevinger 1950,1956), el potencial de estos modelos en planificación no atrajo mucho interés hasta 1984, cuando el concepto fue rescatado de forma independiente por varios investigadores (Ahnesjo 1984; Boyer y Mok 1984; Chui y Mohan 1984; Mackie y Scrimger 1984) y ampliado después en más detalle en otra serie de artículos (Boyer y Mok 1985; Mackie y cols. 1985; Mohan y cols. 1986; Ahnesjo y cols. 1987).

Aunque la formulación del método es simple y atractiva, los requerimientos de computación junto con los nuevos requerimientos de datos de haces de radiación (espectros) retrasaron su implementación clínica hasta principios de los noventa en su forma más simplificada (los 2D "pencil beam") y hasta finales de los noventa los más completos 3D convolución/superposición.

²⁹ En la literatura hay diferentes denominaciones para este tipo de algoritmos: modelos basados en núcleos de deposición de energía y modelos convolución/superposición.

³⁰ En sentido matemático estricto, el proceso es una convolución solamente cuando el núcleo de deposición de energía es invariante lo cual solo ocurre cuando el medio irradiado es homogéneo y el haz no diverge.

4.2.1. Núcleos de deposición de energía

Sin duda la base de estos modelos son los núcleos de deposición de energía. Estos núcleos se definen como la distribución de energía impartida a cada elemento de volumen en un medio, comúnmente agua, debido a un haz de fotones elemental incidiendo en el origen de coordenadas del núcleo (Ahnesjo y Aspradakis 1999). En función de la geometría de cálculo se dividen en tres clases. En la figura 8 extraída de Ostapiak (Ostapiak y cols. 1997) se muestran de forma gráfica.



El núcleo que describe la distribución de la energía impartida en un medio infinito por la interacción de un fotón primario único se llama núcleo puntual³¹. El núcleo *"pencil beam"* describe la deposición de energía en un medio semiinfinito a partir de un haz paralelo de área infinitesimal y el núcleo planar describe la distribución de energía depositada a partir de las interacciones primarias localizadas en un plano de un estrecho haz bidimensional infinito.

Las complejidades del transporte acoplado electrón/positrón fotón limita las posibilidades de cálculo analítico de estos núcleos por lo que el método comúnmente más empleado es la simulación Monte Carlo. En la figura 9 se muestran los núcleos puntuales de fotones de 1,25 MeV (interacción primaria, primera dispersión y total) calculados por Mackie y colaboradores en 1988, que son actualmente la referencia en cuanto a cálculo en planificación de los sistemas de convolución/superposición comerciales más extendidos³².

³¹ Llamado "dose spread array" (Mackie y cols. 1985), "diferencial pencil beam" (Mohan y cols. 1986) y "point spread function" por Ahnesjo (Ahnesjo y cols. 1987).

³² Los planificadores Pinnacle (ADAC, Philips) y XiO (CMS, Elekta) utilizan un algoritmo tipo "collapsed cone" convolución/superposición, basado en los núcleos puntuales de deposición de energía calculados por Mackie en este artículo. Para más información acerca de la simulación *MC* realizada para el cálculo, consultar el artículo original. Eclipse (Varian) utiliza en su algoritmo *AAA* núcleos "pencil beam" precalculados.



a. Primary energy deposition kernel in isoline format for 1,25 MeV photons. The units are cGy MeV^{-1} photon⁻¹.



c. Total energy deposition kernel in isoline format for 1,25 MeV photons. The units are cGy MeV^{-1} photon⁻¹.



b. First scatter energy deposition kernel in isoline format for 1,25 MeV photons. The units are cGy MeV^{-1} photon⁻¹.

Figura 9

Dado que el espectro de frenado es continuo, para algunas aplicaciones es de interés conocer núcleos puntuales polienergéticos pesados según la contribución de los diferentes niveles energéticos del espectro. Ahnesjo encuentra que estos núcleos polienergéticos se pueden expresar de forma analítica como³³:

$$h_w(r,\Theta) = \frac{A_{\Theta}e^{-a_{\Theta}r} + B_{\Theta}e^{-b_{\Theta}r}}{r^2}$$

donde los parámetros A_{Θ} , a_{Θ} , B_{Θ} y b_{Θ} dependen del ángulo de dispersión y del potencial de aceleración. En el artículo original de Ahnesjo se tabulan para potenciales entre 4 y 24 MV.

En la figura 10, extraída del artículo original de Ahnesjo (Ahnesjo 1989), se muestran los núcleos polienergéticos para 6 y 15 MV junto con el ajuste analítico.





Figura 10

³³ Esta forma funcional tiene una singularidad en el origen aunque la integral a todo el volumen es finita, tal y como debe ser. El hecho de que estos núcleos varíen muy fuertemente en el origen será luego de gran importancia a la hora de interpolar datos para por ejemplo, cambiar de coordenadas cilíndricas (las del cálculo por *MC*) a cartesianas (las del cálculo en el planificador). Estos núcleos fueron empleados en el planificador Helax (AB Helax) ahora, Oncentra (Nucletrón, Elekta).

4.2.2. Algoritmos de convolución con núcleos "Pencil beam"

En los primeros años 90 y pese a que el soporte teórico de los modelos de convolución/superposición "full 3D" estaba desarrollado, los elevadísimos requerimientos de computación condujeron al desarrollo de unos algoritmos que basados en los mismos principios utilizaban no el núcleo puntual sino el de haz estrecho llamado "pencil beam". De ahí, el nombre general para este tipo de algoritmos que abarcan numerosas implementaciones diferentes pero con un principio general común: calculan la dosis absorbida mediante convolución bidimensional de la fluencia primaria con núcleos "pencil beam" a diferentes profundidades³⁴ según la expresión general³⁵ (Gustafsson y cols. 1994):

$$D(r) = \iint_{S} \iint_{E} \iint_{\Omega} \sum_{m} \frac{PB^{m}(E,\Omega,r,s)}{\rho} * \Psi^{m}_{E,\Omega}(s) d^{2}\Omega dE d^{2}s$$

 $\frac{PB^{m}(E,\Omega,r,s)}{\rho}$ es el núcleo "pencil beam" para la deposición de energía por unidad de masa en el punto r debido a la interacción de la radiación primaria no cargada de tipo m (fotones, piones neutros o neutrones) en la superficie de entrada s, dependiente de la energía y del ángulo de incidencia Ω .

 $\Psi_{E,\Omega}^{m}(s)$ es la fluencia de energía incidente de radiación primaria tipo *m* diferencial en energía y ángulo. Esta integral no se evalúa de forma general sino que las diferentes dependencias se aíslan para al final lograr pasar a una integración bidimensional de superficie que en el caso de *PB* invariantes se puede tratar como una convolución.

Los núcleos *"pencil beam"* se pueden calcular a partir de simulación Monte Carlo (Mohan y Chui 1987; Bortfeld y cols. 1993) de modelos analíticos (Ahnesjo y cols. 1992) e incluso extraídos de datos medidos (Chui y Mohan 1988).

El primer modelo "pencil beam"³⁶ implementado en un planificador se debe a Mohan, Chui y Lidofsky en 1986 en el Memorial Sloan Kettering Cancer Center. Este método es llamado por los autores "diferential pencil beam" (DPB). El DPB es la fracción de los fotones del "pencil beam" que tienen su primera colisión en un pequeño volumen que rodea un punto dado. Como esta magnitud no es medible, los DPB son calculados a través de simulación MC en forma tabular y en un sistema de coordenadas polar con origen coincidente en la posición de la primera colisión del fotón.

³⁴ Es este salto de convolución tridimensional a bidimensional lo que acelera el cálculo.

³⁵ Es la expresión más general para un algoritmo "pencil beam" de propósito general, válido para cualquier tipo de partícula no cargada y formulado por los autores con propósitos de optimización basada en parámetros de radiobiología.

³⁶ Estos autores publican en 1986 un método para calcular campos irregulares basado en una convolución bidimensional de la fluencia con los "pencil beams" por medio de FFT. Al necesitar "pencils" invariantes, este algoritmo era mucho más simple y no calculaba heterogeneidades, ni curvatura de superficies.

En la figura 11 se muestran estos *DPB*, extraídos del artículo original de Mohan (Mohan y cols. 1986), para varias energías en agua donde se aprecia que los *DPB* decaen rápidamente según la distancia y el ángulo desde el punto de colisión mostrando una distribución picuda hacia delante³⁷.



Fi	au	ra	1	1
	_		-	-

En caso de medios heterogéneos los autores consideran como no del todo adecuado poner en escala los núcleos, sobre todo a altas energías donde en medios, tipo hueso, la creación de pares es importante. Proponen como solución utilizar el cociente entre el coeficiente de atenuación lineal del hueso y el del agua.

El cálculo de dosis absorbida se realiza a partir de la integral:

$$D_{p} = \iint \Psi_{q}(E) * e^{-\mu(E) * t_{q}} * \frac{\mu(E)}{\rho_{q}} * \rho_{p} * DPB(r_{pq}(\rho_{eff}), \vartheta, E) dV_{q} dE$$

donde $\Psi_q(E)$ es la fluencia diferencial en energía, en un punto q en ausencia de paciente, $\mu(E)$ es el coeficiente de atenuación lineal promediado sobre los diferentes medios que atraviesa el haz primario desde la fuente hasta el elemento diferencial de volumen dVq, t_q es la longitud entre la superficie del paciente y el elemento de volumen a lo largo del rayo. El *DPB* es el *"pencil beam diferencial"*

³⁷ Para 5 MeV por ejemplo la energía depositada en el primer milímetro desde la primera colisión hacia delante es 100 veces superior a la depositada a 45 °.

evaluado en $r_{pq'}$ que es la distancia desde el elemento de volumen dispersor q y el punto de cálculo p, con densidad efectiva a lo largo de la línea $\rho_{eff'}$ para un ángulo ϑ de dispersión entre el rayo primario que alcanza el elemento de volumen q y la línea que une el elemento dispersor q y el punto p y para una energía E.

Este algoritmo modela adecuadamente la interacción en maniquí plano o con superficie curvada y campos conformados muy diversos. En cuanto a las heterogeneidades, el modelo funciona adecuadamente excepto en presencia de cavidades aéreas donde la aproximación de poner en escala la distancia entre el elemento dispersor y el punto de cálculo por la densidad electrónica es una aproximación. Además, la dosis absorbida en la zona de acumulación no se calcula adecuadamente porque no se modela ninguna forma de contaminación electrónica.

Otro ejemplo de algoritmo *"pencil beam"* puede ser el desarrollado por Ahnesjo (Ahnesjo y cols. 1992) como una simplificación del *"collapsed-cone convolution"*, que más tarde sería la base de los algoritmos 3D *"full convolution/ superposition"* y que veremos en el siguiente apartado.

Este algoritmo diseñado para cálculo de campos conformados complejos, incluye todos los requerimientos de implementación para uso clínico³⁸, como corrección por superficie curvada, heterogeneidades, cono ecualizador y contaminación electrónica.

El modelo se basa en la convolución de núcleos *"pencil beam"* previamente calculados por *MC* para un espectro efectivo determinado a partir de rendimientos en profundidad medidos según el método de Ahnesjo (1989). Ahnesjo (Ahnesjo y cols. 1992) encuentran que los núcleos *"pencil beam"* polienergéticos se ajustan con gran exactitud a la expresión analítica³⁹:

$$\frac{PB(r,z)}{\rho} = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r}$$

donde los $A_{z'}a_{z'}B_{z}$ y b_{z} son parámetros de ajuste que dependen de la profundidad y r es el radio desde el eje del PB hasta el punto de interés.

El cálculo en la zona de penumbra se modela como una convolución de la primera parte de la ecuación anterior (que representa la radiación primaria del *PB*) con una distribución gaussiana de la fuente proyectada a la profundi-

³⁸ Implementado en 1991 en el planificador comercial HELAX TMS (actualmente Theraplan/Oncentra).

³⁹ La densidad electrónica se incluye para que *PB* tenga unidades de fracción de energía depositada y así $\frac{PB(r,z)}{\rho}$ será fracción de energía por unidad de masa.

dad deseada⁴⁰, dando como resultado aproximado una función analítica que aproxima los cálculos en la zona de penumbra mejor que 1,3 mm.

La contaminación electrónica se modela aproximando su fluencia en superficie según una distribución gaussiana. La posterior dispersión en el paciente no ensanchará la distribución significativamente y así la dosis absorbida por contaminación electrónica puede venir caracterizada por un núcleo gaussiano con radio independiente de la profundidad según propone Nilsson (Nilsson 1985):

$$\frac{PB_c(r,z)}{\rho} = \alpha e^{-\beta z} e^{-\chi_z r^2}$$

donde α , β , y χ son parámetros dependientes del acelerador que pueden ser obtenidos de forma sencilla integrando el núcleo para un campo cuadrado y ajustando el resultado con la diferencia entre los datos medidos y calculados sin tener en cuenta la contaminación.

A profundidades mayores que la penetración de la contaminación electrónica, la dosis absorbida fuera del límite de campo geométrico es principalmente debida a la radiación dispersada por la parte irradiada del paciente pero también hay contribuciones significativas de los fotones dispersados que provienen de la cabeza del acelerador. Estos fotones se cuentan como radiación primaria en cuanto a cálculo dentro del campo (el espectro es global) pero fuera se consideran como fotones contaminantes con un tratamiento especial. Como hemos visto anteriormente, las principales fuentes de dispersión son el colimador primario y el cono ecualizador que vistos desde el punto de vista del paciente ocupan más o menos el mismo ángulo sólido por lo que los dos focos se toman como uno con posición en el cono ecualizador. Al igual que en el caso de contaminación electrónica, se postula un *PB* de dispersa como:

$$\frac{PB_d(r,z)}{\rho} = d_z \xi e^{-\varsigma_z r^2}$$

donde d_z es la dosis absorbida en profundidad por unidad de fluencia primaria y los parámetros ξ y g se obtienen calculando la diferencia entre los perfiles medidos y los calculados sin considerar la contaminación fotónica fuera del haz primario.

⁴⁰ Los cálculos y aproximaciones empleadas en el cálculo de esta convolución pueden verse en el artículo original.

Integración del núcleo

El método de integración en un campo irregular se basa en la descomposición de este campo en triángulos rectángulos según Siddon (Siddon y cols. 1985). Asumiendo un haz no divergente con una fluencia Ψ uniforme dentro de cada sección triangular, la dosis absorbida a la profundidad *z* en un medio homogéneo se calcula como:

$$D_z(x,y) = \sum_i \Psi_i k_i * \int_0^{\theta_i (L_r/\cos\theta)} \frac{PB(r,z)}{\rho} r dr \ d\theta$$

donde $k_i = \pm 1$ en función de la orientación del triangulo *i* respecto al punto de cálculo⁴¹ y θ_i y L_i el ángulo y la altura del triangulo *i*.

Para un núcleo exponencial, la integración sobre la parte radial tiene solución en función de las conocidas integrales de Sievert (Abramowitz y Stegun 1974). La posterior integración sobre el ángulo no tiene solución analítica conocida, pero puede ser calculada numéricamente y almacenada para todo un rango de valores de ángulos y distancias.

Estrictamente, el *PB* debería ser convolucionado con la fluencia de energía incidente real. En la ecuación anterior equivale a un perfil de fluencia homogéneo dentro del campo conformado y nulo fuera de él. La aproximación más simple para corregir por variación de fluencia es poner en escala la dosis absorbida calculada según la ecuación anterior, por la fluencia de energía del rayo que llega del foco al punto de cálculo. Esta aproximación es válida para radiación directa y para dispersa con gradiente lateral de fluencia pequeño, por el corto recorrido de las partículas cargadas generadas. Para gradientes mayores se utiliza un promedio ponderado de la fluencia dentro del triangulo⁴².

La divergencia se considera utilizando la ley del inverso del cuadrado de la distancia a cada punto de cálculo, considerando que el foco de la radiación secundaria y el de la contaminación electrónica están situados en el cono ecualizador.

Las heterogeneidades no se introducen en el modelo general poniendo en escala los *PB* sino que se calculan utilizando el *EPL* para todas las fuentes de radiación excepto para la dispersa que se calcula a partir del método propuesto por lwasaky (lwasaky 1990) por el cual se introduce un factor de corrección según la expresión:

$$CF_s = \frac{Z_r}{Z} e^{(-\mu(z_r-z))}$$

⁴¹ Tal y como se vio en más detalle en el desarrollo de la integración de Clarkson.

⁴² Para más detalles consultar el artículo original.

donde z_r y z son las longitudes radiológicas y geométricas del punto en cuestión y n'es un coeficiente de atenuación efectivo para las componentes directa y dispersa⁴³.

Otro planificador que ha incorporado recientemente un algoritmo de convolución/superposición basado en espectros de energía y núcleos "pencil beam" precalculados por *MC* es Eclipse (Varian) bajo el nombre de "analitycal anisotropic algorithm", *AAA*, (Ulmer y cols. 2005) que supone un gran avance en exactitud respecto al "single pencil beam" SPB implementado anteriormente (Van Esch y cols. 2006). En el algoritmo *AAA* la dosis absorbida se calcula usando un modelo de dos fuentes de fotones (primaria y dispersa) y una fuente de contaminación electrónica. La dosis absorbida procedente de las fuentes de fotones es calculada mediante una convolución/superposición tridimensional de núcleos "pencil beam" precalculados por *MC* y puestos en escala según la densidad electrónica del medio.

Conclusiones, ventajas e inconvenientes de los algoritmos tipo "Pencil beam"

Los algoritmos *PB* se basan en la integración bidimensional del núcleo *"pencil beam"*. En general, la principal ventaja de estos algoritmos es su inherente capacidad para calcular de forma rápida campos irregulares con fluencia variable, muy útil en planificación inversa e *IMRT*. En general, sus mayores limitaciones son dos: el cálculo en medios heterogéneos y para maniquíes pequeños con campos grandes ya que los *PB* se precalculan para medios semiinfinitos ("full scatter").

Hay muchos modelos diferentes *PB*; aquí se han descrito dos de ellos que pueden suponer dos extremos en cuanto a complejidad⁴⁴.

El primero de ellos (Mohan) es un *PB* muy poco simplificado (salvo por no contar con contaminación), que funciona en base a *PB* calculados con *MC*, a datos de espectro energético y de fluencia de la unidad y que pone en escala los *PB* en la heterogeneidades, lo cual implica que los requerimientos de computación son muy altos. Este algoritmo calculará adecuadamente, a partir de la zona de acumulación, campos conformados con incidencias en superficies curvadas en cualquier medio heterogéneo (salvo en cavidades aéreas). En estos casos, la limitación más importante vendrá motivada por el hecho de que los *PB* se calculan en un medio semiinfinito por lo que el algoritmo sobreestimará la dosis absorbida para campos grandes incidiendo en un maniquí pequeño.

⁴³ Este coeficiente es un parámetro empírico, que para un amplio rango de energías de terapia y dado lo insensible del resultado final se puede aproximar como $n^{2} \approx 0.8 \mu$ (para radiación primaria).

⁴⁴ Otro algoritmo *"pencil-beam"* usado en sistemas de planificación comerciales y ya mencionado, es el de (Storchi y Wourdstra 1996) implementado en Cadplan y Eclipse como *SPB* donde los *"pencil-beams"* ("scatter and boundary kernels") se calculan a partir de datos medidos de *Sp*, *PDD* y perfiles a diferentes profundidades. El sistema funciona sobre un soporte de Mitlan-Bentley para campos regulares. El sistema Plato utiliza un modelado similar.

El segundo, mucho más en la línea de los sistemas de planificación comerciales *PB*, modela todos los aspectos necesarios para su uso clínico de forma simplificada, sobre todo en cuanto al cálculo en medios heterogéneos en los que los resultados serán parecidos a los algoritmos tipo Batho. Todas sus aproximaciones semianalíticas conducen a cálculos rápidos y adecuados para campos irregulares en medios homogéneos con incidencias oblicuas o superficie de entrada curvada. En medios heterogéneos, el comportamiento es como los algoritmos unidimensionales tipo Batho. Al igual que en el algoritmo de Mohan, el hecho de que los *PB* se calculen en medio semiinfinito conducirá a sobrestimaciones (mayores del 5% a altas energías) para campos grandes en maniquíes pequeños (Hurkmans y cols. 1995).

4.2.3. Algoritmos convolución/superposición basados en núcleo puntual

Los algoritmos de convolución/superposición basados en núcleos puntuales de deposición de energía representan actualmente el estado del arte de la planificación clínica. Están implementados con ligeras modificaciones en varios de los planificadores comerciales más extendidos⁴⁵ y exceptuando las condiciones clínicas más extremas⁴⁶, presentan una precisión de cálculo similar a los códigos Monte Carlo (Lydon 1998; Miften y cols. 2000).

Como ya se introdujo, la ecuación general de cálculo de dosis absorbida en un punto es la convolución del terma con el núcleo puntual de deposición de energía, y que con todas las dependencias funcionales explícitas tiene la forma:

$$D(\vec{r}) = \iiint_{V} \int T(\vec{r}', E) * \frac{\rho(\vec{r}')}{\bar{\rho}(\vec{r})} H(\vec{r}, \vec{r}', E) d^{3}\vec{r}' dE$$
(12)

donde *r* se refiere a la posición del punto de cálculo y *r*' a los puntos de interacción según el gráfico de la figura 12 (adaptado de Liu y cols. 1997).

⁴⁵ Pinnacle³ (Adac, Philips), XiO (CMS, Elekta), Oncentra (Nucletron, Elekta).

⁴⁶ Básicamente, situaciones de desequilibrio electrónico fuerte donde la aplicación del teorema de O'Connor no es válido y por tanto tampoco el poner en escala los núcleos de deposición de energía, como por ejemplo, campos pequeños de alta energía en zonas próximas a cavidades aéreas.



Figura 12

En el caso de un medio homogéneo y de un haz monoenergético y paralelo (no divergente) el núcleo es espacialmente invariante y la dependencia pasa a ser en H(r-r'), es decir, no depende de las posiciones de interacción y cálculo de forma independiente, sino únicamente de su distancia y así:

$$D(\vec{r}) = \iiint_{V} T(\vec{r}') * H(\vec{r} - \vec{r}') d^{3}\vec{r}'$$
(13)

Esta expresión es una convolución que puede ser tratada utilizando análisis de Fourier (Bracewell 1986) como:

$$\mathfrak{J}(D(r)) = \mathfrak{J}(T(r)) * \mathfrak{J}(H(r))$$
$$D(r) = \mathfrak{J}^{-1}(\mathfrak{J}(T(r)) * \mathfrak{J}(H(r)))$$

donde el operador \mathfrak{J} es la transformada Fourier y \mathfrak{J}^{-1} la transformada inversa.

Estas transformadas pueden realizarse de forma numérica, de una forma eficiente, por medio de la transformada rápida de Fourier (*FFT*), por lo que su implementación en sistemas de planificación se propuso desde el principio⁴⁷.

⁴⁷ De hecho, algunos planificadores implementan este algoritmo de convolución pura de forma separada, incluso entremezclada, del de superposición en un intento por ahorrar tiempo de computación en las localizaciones donde no se precise el algoritmo de superposición completo.

Sin embargo, los haces de interés clínico no son ni monoenergéticos, ni paralelos y el medio de interacción tampoco es homogéneo por lo que la aplicación de la ecuación (13) es limitada. En las siguientes secciones veremos como se resuelven estas limitaciones con las consiguientes generalizaciones y aproximaciones.

Espectro energético

El dato primario del que se alimentan los modelos de convolución/superposición es el espectro de cada energía disponible para uso clínico⁴⁸. En la figura 13 se muestran los espectros ajustados para fotones de 6 MV y 25 MV del acelerador Saturno 43 (G.E.) del Hospital Universitario de La Princesa.



⁴⁸ Existen sistemas que sólo utilizan datos de un espectro en el eje y uno fuera de eje para modelar todos los tamaños de campo (XiO), calculando el espectro endurecido al paso por los modificadores de haz. Otros sistemas (Pinnacle), permiten modelar cada tamaño de campo e incluso cada cuña con un espectro distinto.

Así, en la ecuación (12) habría que introducir la variación del terma y de los núcleos en función de la energía y realizar las integraciones espaciales de forma repetida lo cual es computacionalmente muy costoso.

El procedimiento es utilizar los intervalos de energía que se han proporcionado en el espectro y realizar una discretización y ponderación en el terma y en los núcleos, de forma que al final en la integral aparezcan unas magnitudes promediadas y que no dependan de la energía, para que una vez hechas las integraciones solamente sea necesario realizar una serie de correcciones poco costosas computacionalmente.

La contaminación electrónica se modela y calcula de forma similar al modelo de Ahnesjo presentado anteriormente. El sistema calcula a partir de los datos del espectro, los rendimientos en profundidad para cada uno de los campos y los compara con los datos medidos, de tal forma que la diferencia es la contaminación electrónica que es función del campo equivalente, de la energía y del acelerador. Esta contaminación se añadirá al cálculo final de dosis absorbida.

La contribución de radiación dispersa procedente de la cabeza del acelerador se modela de forma similar a lo ya expuesto anteriormente en el modelo "pencil beam" de Ahnesjo. Se utilizan dos focos, uno para primaria y otro para dispersa como una gaussiana extendida con una contribución que es función de la cantidad de dispersión que se genera en la cabeza del acelerador.

El terma se calcula atenuando la fluencia de cada componente de energía de forma independiente a través de las cuñas, bloques y del paciente a lo largo de cada *"fan line"* (véase el gráfico de la figura 14, adaptado a partir del manual de XiO). Esta fluencia viene determinada a partir de los datos base de fluencia a una distancia y profundidad dadas y se obtienen a partir de la medida de un perfil diagonal. En algunos planificadores, esta fluencia se determina a partir del modelado de la geometría del cono ecualizador.



Figura 14

El terma se calcula en cada punto según:

$$T(E,r) = \frac{\mu}{\rho}(E) * \Psi(E,r) * e^{-\int_{\tau_0}^{r} \mu(E,l)dr}$$
(14)

donde $\frac{\mu}{\rho}(E)$ es el coeficiente de atenuación másico de cada material y $\Psi(E,r)$ la fluencia de energía. El terma polienergético final se calcula sumando los termas monoenergéticos. Los núcleos polienergéticos se calculan promediando, en función del peso de cada componente energética del terma, los núcleos monoenergéticos para cada punto. Aquí, la aproximación consiste en suponer que no hay una variación importante en el terma ni en el núcleo por la variación del espectro en profundidad⁴⁹. Hoban (Hoban y cols. 1994) propone un método de corrección basado en la variación del cociente terma/kerma en profundidad⁵⁰. Se corrige el terma y a la vez se corrigen los núcleos polienergéticos de forma que se divide el terma y los núcleos en dos componentes una primaria y otra dispersa y así la ecuación (13) queda como:

$$D(\vec{r}) = \iiint_{V} T_{p}(\vec{r}') * \overline{H}_{p}(\vec{r} - \vec{r}') d^{3}\vec{r}' + \iiint_{V} T_{S}(\vec{r}') * \overline{H_{S}}(\vec{r} - \vec{r}') d^{3}\vec{r}'$$
(15)

$$T_{p}(\vec{r}) = \frac{K_{C}(z)/T(z)}{K_{C}(0)/T(0)} * T(\vec{r}) \qquad T_{S}(\vec{r}) = \frac{(1-K(z))/T(z)}{(1-K(0))/T(0)} * T(\vec{r})$$
(16)

$$\overline{H}_{p}(\vec{r}) = \sum_{1}^{N} T_{n}(z) * H_{p,n}(r) / T(z) \qquad \overline{H}_{s}(\vec{r}) = \sum_{1}^{N} T_{n}(z) * H_{s,n}(r) / T(z)$$
(17)

donde $T_p(\vec{r'})$ y $T_s(\vec{r'})$ son el terma polienergético del haz primario y del disperso respectivamente que se calculan según las expresiones siguientes, en las que $K_C(z)$ y $K_C(z)$ son los kermas de colisión en la profundidad z y en superficie y los K(z) son los kermas primarios. Estos kermas están relacionados con los termas según:

$$T_n(z) = K_{c,n}(z) * (\mu/\mu_{en})_n \qquad T_n(z) = K_n(z) * (\mu/\mu_{tr})_n$$

donde el índice *n* se refiere a cada componente de energía . Los datos de los coeficientes de absorción y de transferencia de energía másicos son conocidos.

⁴⁹ El terma varía porque el cociente (μ/μ_{en}) decrece con la energía. Los núcleos polienergéticos varían porque las componentes de alta energía son relativamente más importantes en profundidad. Sin embargo, debido a la variación suave del coeficiente de absorción con la energía en los rangos de interés, el error en la dosis absorbida sin corrección es menor del 2% a 15 cm de profundidad para un rango amplio de energías (6-18 MV) y tamaños de campo (Liu y cols. 1997). El error aumenta para energías bajas y campos pequeños.

⁵⁰ Existen otras aproximaciones; para más información, véase (Liu y cols. 1997); (Papanikolau y cols. 1993) y (Metcalfe y cols. 1990).

Los núcleos polienergéticos corregidos por endurecimiento espectral vienen dados según los promedios ponderados en terma que se muestran en las ecuaciones (17). Los núcleos monoenergéticos de radiación primaria $H_{p,n}(r)$ son los calculados por Mackie (Mackie y cols. 1988) a partir de simulación MC. Los núcleos de radiación dispersa $H_{s,n}(r)$ se calculan a partir del resto de núcleos de deposición de energía calculados por Mackie (Mackie y cols. 1988) y comprenden la primera dispersión, segunda dispersión, dispersión múltiple, frenado y aniquilación.

Hoban (Hoban y cols. 1994) muestra que esta aproximación para incluir el endurecimiento del haz en profundidad ("kernel hardening correction") nos da un buen acuerdo con la simulación MC con un bajo coste de computación.

Divergencia del haz. "Kernel Tilting"

Para haces divergentes hay un factor de reducción de la fluencia primaria con la profundidad (inverso del cuadrado), un aumento del tamaño de campo lineal y una rotación *"tilting"* del núcleo de deposición de energía. En la figura 15 (extraída de Liu y cols. 1997) se muestran los núcleos girados a 0°, 7° y 15° para fotones de 6 MeV incidiendo en un maniquí de agua.



Todas estas situaciones son triviales de modelar ya que todas son conocidas exactamente. En particular, la rotación del núcleo es una operación puramente geométrica de sobra conocida, pero hace que los núcleos varíen en función de su posición y por tanto el cálculo de la integral en la ecuación (13) sea computacionalmente muy costoso. Por otro lado, el error que se comete si no se corrige puede ser mayor del 3% (Sharpe y Battista 1993) en el eje y aun mayor, fuera de eje y en la zona de penumbra del campo. Los errores son mayores para tamaños de campo grandes y distancias foco-superficie pequeñas, esto es, en casos donde hay mayores divergencias. Cualitativamente el efecto es que, si no se corrige, la radiación en el eje se calcula como más penetrante de la medida, ocurriendo lo contrario fuera del eje.

Al igual que en el caso anterior existen numerosas propuestas de corrección como (Liu y cols. 1997; Papanikolau y cols. 1993; Sharpe y Battista 1993). La más empleada en los sistemas comerciales por su relación exactitud/costo de computación es la de Papanikolau, en la que el efecto global se corrige aplicando el inverso del cuadrado de la distancia a la dosis absorbida en vez de al terma⁵¹. Esta corrección conduce a mejorar el acuerdo en el eje ya que su efecto es hacer que las dosis absorbidas calculadas sean menos penetrantes, de forma que en gran medida se compensa el efecto.

Heterogeneidades

Las inhomogeneidades tisulares son el origen del mayor error en las distribuciones calculadas de dosis absorbida, cuando no se tienen en cuenta. En los modelos de convolución/superposición existen dos efectos fundamentales en cuanto a las heterogeneidades, el primero se produce cuando la heterogeneidad está entre la fuente y el punto de deposición a lo largo del rayo primario y el segundo cuando la heterogeneidad se encuentra entre el punto de interacción y el de deposición. El primero de ellos afecta al terma en cada uno de los puntos que están entre la fuente y la heterogeneidad siguiendo los rayos primarios y se calcula con poco costo de computación atenuando el terma de acuerdo a las densidades electrónicas de cada una de las heterogeneidades⁵² según ecuación (14).

Esta corrección es similar a las del camino radiológico equivalente, ya estudiadas, que como hemos visto en muchas situaciones clínicas comunes dan resultados inaceptables.

El segundo efecto se corrige utilizando el procedimiento de poner en escala los núcleos. Cuando un fotón primario interacciona en una heterogeneidad, la deposición de energía varía en función de la naturaleza y la densidad electrónica de la heterogeneidad. En las energías de terapia donde básicamente la interacción predominante es Compton, la deposición será función de la densidad electrónica. En estos casos, se aplica de forma exacta el teorema de O'Connor y por lo tanto toda la física es la misma si se ponen en escala los núcleos de acuerdo a la densidad de la heterogeneidad de forma lineal.

⁵¹ La corrección está basada en consideraciones puramente geométricas. Para más información consultar el artículo original.

⁵² En la práctica se realiza un cálculo del camino radiológico equivalente utilizando el valor de las densidades electrónicas de cada uno de los "voxels" de interés.

El cálculo sería como:

$$D(\vec{r}) = \iiint_{V} T_{p}(\vec{r}') * \frac{\rho(r')}{\overline{\rho}} \overline{H}_{p}(\overline{\rho} | \vec{r} - \vec{r}' |, (\vec{r} - \vec{r}')) d^{3}\vec{r}' + \qquad (18)$$
$$+ \iiint_{V} T_{S}(\vec{r}') * \frac{\rho(r')}{\overline{\rho}} \overline{H}_{S}(\overline{\rho} | \vec{r} - \vec{r}' |, (\vec{r} - \vec{r}')) d^{3}\vec{r}$$

donde los núcleos se ponen en escala en función de la densidad electrónica media $\overline{\rho}$ calculada a lo largo del rayo que une el punto de interacción y el de deposición y $\rho(r')$ es la densidad del punto de interacción.

En esta expresión, que es la más completa en este tipo de algoritmos, los núcleos ya no son invariantes sino que son función de la combinación punto de interacción-punto de deposición por lo que la integral ya no es una convolución sino una superposición y el tiempo de computación de la fórmula se alarga enormemente. En los siguientes apartados veremos cómo los sistemas aceleran estos cálculos.

Optimización del tiempo de cálculo

El cálculo directo de la ecuación (12) aplicada a un medio homogéneo requiere N^6 operaciones para calcular una matriz de N^3 puntos. Usando todas las aproximaciones descritas para mantener el núcleo invariante se pueden usar técnicas rápidas de transformación de operaciones de convolución como la transformada rápida de Fourier (*FFT*) ya mencionada. De esta forma, el número de operaciones pasa de N^6 a $N^3 \log_2 N$, lo cual representa un gran ahorro. El problema básico en este tipo de cálculo *FFT* es que si no se complementa con alguna corrección, el error que se comete en el cálculo en medios heterogéneos puede ser incluso mayor del 10% (García-Vicente y cols. 2003).

En el caso de cálculo en medios heterogéneos utilizando la expresión general de superposición (ecuación (18)), el número de operaciones por sumación directa sería de N^7 para una matriz de N^3 puntos lo cual nos conduciría a tiempos de cálculo inviables para la práctica clínica. Ahnesjo (Ahnesjo 1989) propone un método que como veremos reduce el tiempo de cálculo de forma drástica, haciendo factible el empleo de estos algoritmos en la práctica clínica. Este modelo se denomina convolución de cono colapsado ("collapsed cone convolution") y es pieza clave de los planificadores comerciales que calculan con algoritmos de convolución/superposición⁵³.

⁵³ De hecho en Pinnacle, el nombre del algoritmo es "collapsed cone convolution/superposition". En XiO, el nombre es superposición multirejilla (MGS) por otro método de optimización de tiempo, pero usa el mismo método "collapsed cone". En el caso de Eclipse, el algoritmo AAA también utiliza el método "collapsed cone". Oncentra le da directamente ese nombre a su algoritmo de cálculo de fotones "collapsed cone" utilizando por supuesto esta aproximación.

"Collapsed cone convolution"

Esta aproximación consiste básicamente en dividir el espacio alrededor de cada punto de interacción en conos esféricos con geometría 4π cubriendo toda la esfera. Esto significa en la práctica, discretizar de forma angular el núcleo de deposición de energía.

Cuando el terma se convoluciona con el núcleo, toda la radiación que se libera dentro de un cono, se transporta, absorbe y atenúa a lo largo de los *"voxels"* que están situados en el eje de ese cono. Es como si el cono colapsara en su eje (véase la figura 16 extraida de Ahnesjo 1989); de ahí el nombre de la aproximación.





Así, a partir de cada "voxel" de cálculo se trazan una serie de líneas que corresponden con los ejes de los conos y se puede calcular la dosis absorbida en cada "voxel" pasando una sola vez por cada línea que lo intersecta. El problema de la mezcla de "voxels" en un mismo cono para radios grandes (véase la figura 16 izq.) desaparece por la rápida caída de los núcleos con la distancia.

Cuando cada punto se calcula de forma individual, el número de operaciones es proporcional a MN^4 , donde M es el número de sectores cónicos de discretización del núcleo⁵⁴. En cambio, si el cálculo se hace para todo el volumen, el número de operaciones es proporcional a MN^3 .

En la siguiente figura 17, adaptada del manual de XiO, se observa la discretización general para el cálculo más fino. En total utiliza 8 conos azimutales y 16 cenitales. En la figura, las líneas continuas representan los ejes y las pun-

⁵⁴ Este número de sectores suele ser seleccionable de forma directa por el usuario o al menos existe la posibilidad de elección entre varios conjuntos de sectores.

teadas los lados de los conos⁵⁵. El equipo Pinnacle utiliza por defecto 10 conos azimutales y 8 cenitales aunque el número de conos cenitales puede ser modificado para cálculos de alta precisión.



Representación del núcleo en coordenadas esféricas

Esta aproximación significa pues, que solamente la energía radiante emanada de los *"voxels"* localizados sobre los ejes de los conos es utilizada para calcular la dosis absorbida en el *"voxel"* receptor. Por lo tanto, situaciones tales como inhomogeneidades en estrella que coincidan con los ejes de los conos representan la peor situación posible, posibilidad claramente alejada de la práctica clínica.

Existen además otros métodos de ahorro de tiempo de cálculo, más específicos de cada planificador, que en esencia o bien restringen las regiones de cálculo a zonas con terma no nulo, o bien mapean las imágenes *TC* para ver donde hay heterogeneidades para utilizar solamente allí el algoritmo completo, utilizando convolución en el resto de la matriz, o bien permiten al usuario restringir el número de puntos variando la resolución o la región de cálculo de dosis absorbida⁵⁶.

⁵⁵ Este sistema permite reducir a 8 azimutales y 6 zenitales con un aumento de rapidez de un factor 2,5 con una pérdida máxima de precisión del 1-2%.

⁵⁶ Calculan utilizando el punto de vista del punto de deposición de energía, sin ser así necesario un cálculo completo 3D de toda la matriz para calcular uno o varios puntos.

Conclusiones, ventajas e inconvenientes de los algoritmos convolución/superposición basados en núcleo puntual

Los algoritmos convolución/superposición basados en núcleo puntual usan física fundamental para describir la interacción y el transporte de fotones y electrones. Por lo tanto, estos algoritmos proporcionan en principio mejores resultados en situaciones complejas que los algoritmos basados en medidas. En situaciones sencillas los resultados son totalmente comparables.

Las limitaciones de estos algoritmos son básicamente las situaciones más extremas, como cavidades aéreas en campos pequeños y energías altas, donde no existe equilibrio electrónico y el poner en escala los núcleos no es una aproximación lo suficientemente buena. También y en algunos casos las distancias extendidas hacen que la dosis absorbida en la zona de acumulación pueda ser sobrestimada hasta en un 10% por el fallo de la aproximación exponencial de la contaminación electrónica. Sin embargo, en general, estos algoritmos calculan dentro de la tolerancia general de 3% 3 mm, en la mayor parte de las situaciones (García-Vicente y cols. 2003; Francescon y cols. 2000; Lydon 1998) y representan sin duda la antesala de los algoritmos Monte Carlo, siendo en la práctica y en muchos casos competitivos con ellos en cuanto a exactitud⁵⁷ (Francescon y cols. 2000).

Los inconvenientes vienen derivados de su complejidad, pues no son fáciles de entender ni de interpretar sus resultados. Además, se alimentan de datos de espectros que no son fácilmente medibles directamente, debiendo usarse en primera aproximación datos publicados *MC* y por último, que en su versión más general, son los más lentos. Por otro lado, al ser sistemas relativamente novedosos no existe experiencia clínica, por lo que sus resultados deben usarse con precaución.

4.3. Simulación Monte Carlo

El término simulación Monte Carlo se refiere a un método en el cual el muestreo aleatorio de distribuciones de probabilidad conocidas se usa para solucionar un problema físico ó matemático.

Para el cálculo de dosis absorbida en radioterapia se han desarrollado diversos códigos Monte Carlo y actualmente están reconocidos como la manera más exacta de conocer la dosis absorbida en un paciente, dado que utilizan distribuciones de probabilidad muy cercanas a la naturaleza del problema y a que las aproximaciones que se realizan son pocas.

⁵⁷ La exactitud de los MC está también limitada por la modelización y sobre todo por la incertidumbre estadística que para voxels pequeños no es fácil bajar del 1% sin ir a tiempos de computación inabordables en la práctica. En todo caso, el costo asociado a conseguir una exactitud mejor del 1% no tiene sentido si se considera el resto de incertidumbres asociadas al proceso radioterápico, tal y como hemos mostrado en este tema.

Por encima de todas, las ventajas de los algoritmos Monte Carlo son:

- Exactitud en el cálculo.
- Simulación directa de todos los modificadores del haz.
- Simulación de geometrías difíciles de medir y extracción de componentes de la radiación.

En el tema 6 se desarrollarán este tipo de algoritmos, que merecen capítulo aparte debido a su creciente uso en sistemas de planificación, según se reduce tiempo de cálculo y se aumenta la capacidad de almacenaje de datos.

5. Impacto clínico de los algoritmos de cálculo

La utilidad clínica de un mejor conocimiento de la distribución tridimensional de dosis absorbida en el diseño y tratamiento de los pacientes sometidos a terapia con radiaciones parece evidente. Sin embargo, es importante evaluar el coste-beneficio del aumento de exactitud en el conocimiento de las distribuciones de dosis absorbida. En este caso, el coste viene motivado básicamente por el aumento de tiempo de cálculo y el beneficio derivaría de un incremento del cociente terapéutico (control de la enfermedad/complicaciones).

Exceptuando las recomendaciones generales ya mencionadas de requerimientos de exactitud, sólo existen en la literatura unos pocos trabajos (tres o cuatro) que intenten correlacionar de alguna manera el empleo de uno u otro algoritmo y su impacto clínico. García-Vicente (2003) y Miften (Miften y cols. 2000) analizan el impacto clínico del uso de algoritmos de convolución/superposición en diferentes localizaciones y concluyen que en *RTC*-3D, salvo en el caso de zonas donde existan grandes heterogeneidades (pulmón, mama, cavidades aéreas), el empleo de correcciones por heterogeneidad simples (*EPL*) dan resultados física y clínicamente equivalentes.

Otros trabajos analizan, no el empleo del tipo de algoritmo de cálculo, sino el empleo de la corrección por heterogeneidad (Kirsner y cols. 2003; Ginestet y cols. 2000) lo cual en el estado actual de la tecnología el autor entiende que debería ser incuestionable. Cualquier sistema de planificación incorpora algoritmos de corrección por heterogeneidad y la práctica clínica debe de estar basada en el mejor conocimiento posible de la terapia aplicada al paciente. En los casos en los que la incorporación de correcciones conduzca a cambios en la terapéutica, estos deben de ser estudiados con cautela, pero en ningún caso, en opinión del autor, deben de ser obviados.

6. Referencias

- [1] ABRAMOWITZ M., STEGUN I. (1974). Handbook of Mathematical Functions. Dover New York.
- [2] AHNESJO A., SAXNER M., TREPP A. (1992). A pencil beam model for photon dose calculation. Med. Phys. Mar-Apr;19(2):263-73.
- [3] AHNESJO A. (1984). Application of transform algorithms for calculation of absorbed dose in photon beams Int. Conf. On the Use of Computers in Radiation Therapy, VIII ICCR (Toronto, Canada) (LosAlamos, CA: IEEE Computer Society Press) pp 17-20.
- [4] AHNESJO A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Med. Phys. 16 (4). 577-592.
- [5] AHNESJO A. (1994). Analytic modelling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams. Med. Phys. Aug;21(8):1227-35.
- [6] AHNESJO A., ANDREO P., BRAHME A. (1987). Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams. Acta Oncol. 26, 49-56.
- [7] AHNESJO A., ASPRADAKIS M.M. (1999). *Dose calculations for external photon beams in radiotherapy*. Phys. Med. Biol. Nov;44(11):R99-155. Review.
- [8] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM) TASK GROUP 53 (1998). *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med. Phys. 25(10). 1773-1829.
- [9] BATHO H.F. (1964). *Lung corrections in cobalt 60 beam therapy*. J. Can. Assoc. Radiol. Jun;15:79-83.
- [10] BEAUDOIN L. (1968). M. Sc. Thesis. University of Toronto.
- [11] BORTFELD T., SCHLEGEL W., RHEIN B. (1993). Decomposition of pencil beam kernels for fast dose calculations in three dimensional treatment planning. Med. Phys. 20, 311-18.
- [12] BOYER A,L., MOK E.C. (1985). A photon dose distribution model employing convolution calculations. Med. Phys. 12. 169-77.
- [13] BOYER A.L, MOK E.C. (1984). Photon beam modelling using Fourier transform techniques. Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, VIII ICCR (Toronto, Canada) (Los Alamos, CA: IEEE Computer Society Press) pp 14-16.
- [14] BOYER A.L., SCHULTHEISS T. (1988). *Effects of dosimetric and clinical uncertainty on complication-free local tumour control*. Radiother. Oncol. Jan;11(1):65-71.

- [15] BRACEWELL R.N. (1986) *The Fourier Transforms and its applications*. McGraw-Hill .
- [16] BRAHME A. (1988). Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncol Suppl 1.
- [17] CASSELL K.J., HOBDAY P.A., PARKER R.P. (1981). The implementation of a generalised Batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of *CT* numbers. Phys. Med. Biol. 26 825-33.
- [18] CHUI C.S., MOHAN R. (1984). *Differential pencil beam dose computation model (abstract)*. Med. Phys. 11, 392.
- [19] CHUI C.S., MOHAN R. (1988). Extraction of pencil beam kernels by the deconvolution method. Med. Phys. Mar-Apr;15(2):138-44.
- [20] CLARKSON J.R. (1941). A note on depth dose in fields of irregular shape. Br. J. Radiol. 14, 265.
- [21] COHEN M. (1973). Seventy-five years of radiological physics. Br. J. Radiol. Oct;46 (550):841-53.
- [22] CUNNINGHAM J.R., BEAUDOIN L. (1973). Calculations for tissue inhomogeneities with experimental verification. XIII Int. Congress of Radiology (Madrid) XIII, pp 653-7.
- [23] CUNNINGHAM J.R., SHRIVASTAVA P.N., WILKINSON J.M. (1972). *Program IRREG-calculation of dose from irregularly shaped radiation beams*. Comput. Programs Biomed. Apr;2(3):192-9.
- [24] DAY M. (1950). A note on the calculation of dose in x-ray fields. Br. J. Radiol. 23, 368-369.
- [25] DEELEY T.J., HALE B.T. (1973). *The past seventy-five years in radiotherapy*. Br. J. Radiol. Oct;46(550):906-10.
- [26] EL-KHATIB E., BATTISTA J.J. (1984). *Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction*. Med. Phys. May-Jun;11(3):279-86.
- [27] ENGELSMAN M., DAMEN E.M.F., KOKEN P.W., VAN T VELD A.A., VAN INGEN K.M., MIJNHEER B.J. (2001). Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. Radiother. Oncol.; 60: 299-309.
- [28] FRAASS B.A. (1995). *The development of conformal radiation therapy*. Med. Phys. Nov;22(11 Pt 2):1911-21.

- [29] FRANCESCON P., CAVEDON C., RECCANELLO S., CORA S. (2000). *Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to the Monte Carlo code BEAM*. Med. Phys. Jul;27(7):1579-87.
- [30] GARCÍA-VICENTE F. (2003). Avances en metrología y planificación en radioterapia de haces externos. Tesis Doctoral. U.C.M.
- [31] GARCÍA-VICENTE F., MIÑAMBRES A., JEREZ I., MODOLELL I., PEREZ L., TORRES J.J. (2003). *Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media*. Radiother. Oncol. May;67(2):239-49.
- [32] GINESTET C., MALET C., COHEN A., LAFAY F., CARRIE C. (2000). Impact of tissues heterogeneities on monitor units calculation and ICRU dose point: analysis of 30 cases of prostate cancer treated with 18-MV photons after threedimensional planning. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Sep 1;48 (2):529-34.
- [33] GREENE D., STEWART J.G. (1965). *Isodose curves in non-uniform phantoms*. Br. J. Radiol. May;38:378-85.
- [34] GUPTA S.K., CUNNINGHAM J.R. (1966). *Measurement of tissue-air ratios and scatter functions for large field sizes, for cobalt 60 gamma radiation*. Br. J. Radiol. Jan;39 (457):7-11.
- [35] GUSTAFSSON A., LIND B.K., BRAHME A. (1994). A generalized pencil beam algorithm for optimization of radiation therapy. Med. Phys. 21, 343-56.
- [36] HOBAN P.W., MURRAY D.C., ROUND W.H. (1994). *Photon beam convolution using polyenergetic energy deposition kernels*. Phys. Med. Biol. 39 669-85.
- [37] HURKMANS C., KNOOS T., NILSSON P., SVAHN-TAPPER G., DANIELSSON H. (1995). *Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in the head and neck region*. Radiother. Oncol. Oct;37 (1):74-80.
- [38] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS (ICRU). Report 24. (1976). Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Washington DC: International Commission of Radiation Units and Measurements.
- [39] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS (ICRU). Report 42. (1987). Use of computers in external beam procedures with high-energy photons and electrons. Washington DC: International Commission of Radiation Units and Measurements.
- [40] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS (ICRU). Report 60. (1998). *Fundamental Quantities and Units for Ionising Radiation*. Washington DC: International Commission of Radiation Units and Measurements.

- [41] IWASAKI A. (1990). Calculation of three-dimensional photon primary absorbed dose using forward and backward spread dose distribution functions. Med. Phys. 17 195-202.
- [42] JOHNS H.E. (1953). *The Physics of Radiation Therapy*. (Springfield, IL: Charles C. Thomas).
- [43] JOHNS H.E., CUNNINGAM J.R. (1983). *The Physics of radiology*. 4^a Edición Revisada (Charles C. Thomas 1983).
- [44] JOHNS H.E., WHITMORE G.F., WATSON T.A., UMBERG F.H. (1953). A system for dosimetry for rotation therapy with typical rotational distributions. J. Can. Assoc. Radiol. 4, 1-14.
- [45] JOHNS H.E., CUNNINGAM J.R. (1969). *The Physics of radiology*. 3^a Edición (Charles C. Thomas 1969).
- [46] KARZMARK J., DEUBERT A., LOEVINGER R. (1965). *Tissue-phantom ratios– An aid to treatment planning*. British J. Radiol. 38,158.
- [47] KEMP L.A.W. (1946). The exploration of x-ray dose distribution: an automatic method. Br. J. Radiol. 19, 488-501.
- [48] KHAN F.M. (1994). *The Physics of Radiation therapy*. Second Edition. Williams and Wilkins (first edition 1984).
- [49] KIRSNER S.M., KUDCHADKER R.J., PRADO K.L., HA C.S., WILDER R.B., COX J.D. (2003). Clinical implications of incorporating heterogeneity corrections in mantle field irradiation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Mar 15;55 (4):1135-42.
- [50] LEDERMAN M. (1981). *The early history of radiotherapy: 1895-1939*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. May;7(5):639-48.
- [51] LIU H.H., MACKIE T.R., MCCULLOUGH E.C. (1997). Correcting kernel tilting and hardening in convolution/superposition dose calculations for clinical divergent and polychromatic photon beams. Med. Phys. 24 1729-41.
- [52] LOEVINGER R. (1956). The dosimetry of beta sources in tissue: the point source function. Radiology 66 55-62.
- [53] LOEVINGER R. (1950). Distribution of absorbed energy around a point source of beta radiation. Science 112 530-1.
- [54] LYDON J.M. (1998). Photon dose calculations in homogeneous media for a treatment planning system using a collapsed cone superposition convolution algorithm. Phys. Med. Biol. Jun;43 (6):1813-22.

- [55] MACKIE T.R., BIELAJEW A.F., ROGERS D.W.O., BATTISTA J.J. (1988). Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. Phys. Med. Biol. 33, 1-20.
- [56] MACKIE T.R., SCRIMGER J.W. (1984). Computing radiation dose for high energy X-rays using a convolution method Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy. VIII ICCR (Toronto, Canada) (Los Alamos, CA: IEEE Computer Society Press) pp 36-40.
- [57] MACKIE T.R., SCRIMGER J.W., BATTISTA J.J. (1985). *A convolution method of calculating dose for 15-MV X rays*. Med. Phys. Mar-Apr;12(2):188-96.
- [58] MAYNEORD W.V. (1929). *Studies in X-ray intensity measurements*. Br. J. Radiol. 2, 267-296.
- [59] MEREDITH W.J., NEARY G.J. (1944). *The production of isodose curves and the calculation of absorption from standard depth dose data*. Br. J. Radiol. 17, 75-82, 126-130.
- [60] METCALFE P.E., HOBAN P.W., MURRAY D.C., ROUND W.H. (1990). Beam hardening of 10 MV radiotherapy X rays: analysis using a convolution/superposition method. Phys. Med. Biol. 35 1533-49.
- [61] METCALFE P.E., KRON T., HOBAN P. (1997). *The physics of radiotherapy X-rays from linear accelerators*. Medical Physics Publishing.
- [62] MIFTEN M., WIESMEYER M., MONTHOFER S., KRIPPNER K. (2000). "Implementation of *FFT* convolution and multigrid superposition models in the FOCUS *RTP* system". Phys. Med. Biol. Apr;45 (4):817-33.
- [63] MIJNHEER B.J., BATTERMANN J.J., WAMBERSIE A. (1987). What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?. Radiother. Oncol. Mar;8(3):237-52.
- [64] MILAN J., BENTLEY R.E. (1974). *The storage and manipulation of radiation dose data in a small digital computer.* Br. J. Radiol. Feb;47(554):115-21.
- [65] MOHAN R., CHUI C.S., LIDOFSKY L. (1986). Differential pencil beam dose computation model for photons. Med. Phys. 13. 64-73.
- [66] MOHAN R., CHUI C.S. (1987). Use of fast Fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three dimensional treatment planning. Med. Phys. 14, 70-7.
- [67] NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY (*NCS*). (2000). *Quality assurance of treatment planning systems*.
- [68] NILSSON B. (1985). *Electron contamination from different materials in high energy photon beams*. Phys. Med. Biol. 30 139-51.

- [69] NIZIN P.S. (1993). *Electronic equilibrium and primary dose in collimated photon beams*. Med. Phys. Nov-Dec;20(6):1721-9.
- [70] OSTAPIAK O Z., ZHU Y., VAN DYK J. (1997). *Refinements of the finite-size pencil beam model of three-dimensional photon dose calculation*. Med. Phys. 24, 743-50.
- [71] O'CONNOR J.E. (1957). *The variation of scattered x-rays with density in an irradiated body*. Phys. Med. Biol. 1, 352-69.
- [72] PAPANIKOLAOU N., MACKIE T.R., MEGER-WELLS C., GEHRING M., RECKWERDT P. (1993). *Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra*. Med. Phys. 20, 1327-36.
- [73] PURDY J.A., PRASAD S.C. (1983). Current methods and algorithms in radiation absorbed dose calculation and the role of computed tomography: a review. Computed Tomography in Radiation Therapy ed C.C. Ling, C.C. Rogers and R.J. Morton (New York: Raven Press) pp 187-97.
- [74] REES W.J., CLARK L.H. (1933). *The evaluation of depth doses of gamma and roentgen rays.* Br. J. Radiol. 6, 588-597.
- [75] RÖNTGEN W.C. (1895). *On a new kind of ray, a preliminary communication*. Submitted to the Wurzburg Physico-Medical Society on December 28.
- [76] SHARPE M.B., BATTISTA J.J. (1993). Dose calculations using convolution and superposition principles: the orientation of dose spread kernels in divergent x-ray beams. Med. Phys. 20, 1685-94.
- [77] SIDDON R.L. (1985). Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. Med. Phys. Mar-Apr;12(2):252-5.
- [78] SIDDON R.L., DEWYNGAERT J.K., BJARNGARD B.E. (1985). Scatter integration with right triangular fields. Med. Phys. Mar-Apr;12(2):229-31.
- [79] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM). (2005). Protocolo nacional de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones. Ramírez de Arellano Editores S.L.
- [80] SONTAG M.R., CUNNINGHAM J.R. (1977). Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Med. Phys. 4,431-436.
- [81] SONTAG M.R., CUNNINGHAM J.R. (1978). The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. Radiology. Dec;129(3):787-94.
- [82] STORCHI P., WOUDSTRA E. (1996). Calculation of the absorbed dose distribution due to irregularly shaped photon beams using pencil beam kernels derived form basic beam data. Phys. Med. Biol. Apr;41(4):637-56.

- [83] SUNDBLOM I. (1965). Dose planning for irradiation of thorax with ⁶⁰Co in fixed-beam teletherapy. Acta Radiol. 3, 342-52.
- [84] THOMAS S.J. (1991). A modified power-law formula for inhomogeneity corrections in beams of high-energy X-rays. Med.Phys. 18, 719-23.
- [85] ULMERW., PYYRY J., KAISSL W. (2005). *A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations*. Phys. Med. Biol. Apr 21;50(8):1767-90.
- [86] VAN DYK J., BARNETT R.B., CYGLER J.E., SHRAGGE P.C. (1993). *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. May 20;26(2):261-73.
- [87] VAN ESCH A., TILLIKAINEN L., PYYKKONEN J., TENHUNEN M., HELMINEN H., SILJAMÄKI S., ALAKUIJALA J., PAIUSCO M., LORI M., HUYSKENS D.P. (2006). Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. Med. Phys. Nov;33(11):4130-48.
- [88] WEBB S. (1993). *The Physics of three-dimensional radiation therapy*. IOP Publishing.
- [89] WEBB S., FOX R.A. (1980). Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. Phys. Med. Biol. 25, 225-40.
- [90] WILKINSON J.M., RAWLINSON J.A., CUNNINGAM J.R. (1970). *In Dosimetry* workshop, Hodgkin's disease. Chicago Illinois. AAPM.
- [91] WONG J.W., HENKELMAN R.M. (1982). Reconsideration of the powerlaw (Batho) equation for inhomogeneity corrections. Med. Phys. Jul-Aug;9(4):521-30.
- [92] WONG J.W., HENKELMAN R.M. (1983). A new approach to *CT* pixel-based photon dose calculation in heterogeneous media. Med. Phys. 10(2): 199-208.
- [93] WONG J.W., PURDY J.A. (1990). On methods of inhomogeneity corrections for photon transport. Med. Phys. Sep-Oct;17(5):807-14. Review.
- [94] WORTHLEY B.W., COOPER R.E. (1967). Computer-based external beam radiotherapy planning. I. Empirical formulae for calculation of depth-doses. Phys. Med. Biol. Apr;12(2):229-40.
- [95] YOUNG M.E., GAYLORD J.D. (1970). *Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy*. Br. J. Radiol. May;43(509):349-55.
- [96] YU C.X., WONG J.W. (1993). *Implementation of the ETAR method for 3D inhomogeneity correction using FFT*. Med. Phys. May-Jun;20(3):627-32.

Tema 5:

Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Algoritmos de cálculo: fundamentos y particularidades

Alejandro García Romero
Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Algoritmos de cálculo: fundamentos y particularidades

Alejandro García Romero Servicio de Física y PR Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza agarciarom@salud.aragon.es

1. Características de los haces de electrones

La carga y la masa de los electrones caracterizan la interacción de los haces de manera que el resultado visible en un sistema de planificación, las curvas de isodosis, presenta las características que los hacen apropiados para tratamientos de volúmenes cercanos a la superficie, así como una dependencia muy importante de la forma de la superficie y de la presencia de heterogeneidades. Vamos, a partir del repaso de las propiedades de esta interacción (ver también el apartado 3, tema 1, volumen 1 de esta colección), a profundizar en el comportamiento de los haces de electrones en un paciente.



Figura 1. a) lonizaciones producidas por la incidencia de un electrón sobre un medio. El número de sucesos hasta que el electrón se detiene es elevado (ICRU 1970). b) "*Pencil beams*" calculados con Monte Carlo (egs4nrc (DOSXYZ), 100 historias) para 21 y 4 MeV. La disminución de la energía tiene un efecto evidente en los ángulos de dispersión.

Como se aprecia en la figura 1, las características que van a influenciar los algoritmos de cálculo tienen que ver con un alto número de interacciones hasta la detención del electrón, un predominio de las dispersiones de ángulo pequeño y una mayor deflexión y pérdida energética conforme menor es la energía del mismo. Como fenómeno puntual se observa la emisión de rayos delta, o sea electrones emitidos en las colisiones inelásticas que reciben una energía suficientemente alta para producir su propio camino electrónico de ionización.

El aspecto que presenta la simulación de 100 historias de un electrón monoenergético incidiendo sobre un maniquí de agua nos deja entrever un comportamiento de "gota" para la energía depositada que va a favorecer un modelo tipo *"pencil beam"*, como se verá más adelante.

Las principales características de los haces de electrones de uso clínico, comenzando por su producción y continuando con su caracterización a través de porcentajes de dosis absorbida en profundidad han sido descritas en el volumen 3 (temas 1 y 2) de esta colección de manera detallada, por lo que se dan por introducidas.

Como extensión a lo mencionado en el volumen 3, se va a ampliar la información referente a la composición de la radiación de frenado, la separación entre dosis absorbida primaria y dispersa procedente del cabezal, la dispersión en tejido y el comportamiento cuando se introducen insertos en los aplicadores y el haz incide sobre heterogeneidades o superficies irregulares.

Se dan por definidas en otros temas magnitudes como la fluencia de energía y de partículas, la dosis absorbida y los factores de campo (output factors).

1.1. Radiación de frenado añadida al haz de electrones.

En lo referente a la radiación de frenado, ésta se produce en el cabezal y en el tejido (Figura 2) y su contribución es tanto mayor cuanto mayor sea la energía del haz. Es la responsable de la prolongación con la profundidad de la curva de porcentaje de dosis en profundidad que aparece en las curvas medidas experimentalmente. De manera tradicional para algoritmos no basados en el método de Monte Carlo, la componente de radiación de frenado siempre se ha añadido posteriormente al cálculo en un paciente sin que el modelo la tenga en cuenta inicialmente.

Existen expresiones analíticas para tener en cuenta la radiación de frenado (Sorcini y cols. 1996), que reproducen las dos componentes de la figura 2. Más allá del alcance práctico, la contribución de fotones se puede parametrizar por una recta de pendiente negativa.



Figura 2. Ionización total debida a la radiación de frenado para un haz de 20 MeV en agua. $J_{X,tot}(z)$ es la suma de las componentes generadas en el cabezal (*c*) y en el maniquí (*p*). La curva asociada a los fotones del cabezal tiene una forma similar a los haces de fotones de 20 MV. La curva de ionización en el maniquí es totalmente distinta, debido a que estos fotones se van generando conforme aumenta la profundidad. Cálculos, Monte Carlo ITS3 (adaptada de Sorcini y cols. 1996, con permiso).

Ese comportamiento lineal tras el alcance práctico ha permitido crear expresiones sencillas que dan cuenta de la componente fotónica en función de la energía del haz que estemos utilizando.

1.2. Dispersión en aire, lateral, perfiles e isodosis. Radiación dispersa

Un haz de electrones se dispersa continuamente debido a la interacción continua de los electrones con el material que atraviesan. Esta dispersión es mayor para materiales con mayor número atómico, y la mide el parámetro poder de dispersión. Los electrones necesitan ser colimados hasta cerca de la superficie del paciente puesto que se dispersan suficientemente en aire como para perder la homogeneidad entre el colimador secundario y el paciente (Figura 3).



Figura 3. Perfiles medidos en aire a distancia fuente-detector de 100 cm para un haz de 12 MeV ElektaSLi, con y sin el aplicador de 10 cm x 10 cm. La dosis más elevada con aplicador responde a que llega radiación dispersa en el aplicador. La posición de las mordazas de fotones es la misma para ambos perfiles. Se observa la dispersión del haz en caso de no utilizarse aplicador (adaptada de Van Battum y cols. 2003, con permiso).

En cuanto a las isodosis cerca de la superficie, la isodosis del 50% sigue aproximadamente la definición geométrica del haz. Conforme la profundidad aumenta, las isodosis más altas se hacen más estrechas y ocurre lo contrario para las más bajas que presentan un ensanchamiento notable (Figura 4). Esta situación conduce a que la profundidad terapéutica, la isodosis del 90%, pueda tener una anchura bastante menor que cerca de la superficie. La razón de este comportamiento con la profundidad es que el poder de dispersión de los electrones aumenta conforme pierden energía. Este hecho también se puede apreciar cuando disminuimos el tamaño de campo. Para tamaños de campo medianos y grandes, los *PDP* apenas varían entre unos campos y otros. Pero si reducimos demasiado el campo (ya sea con un bloque o con un colimador pequeño) se produce una pérdida de equilibrio lateral que tiene como consecuencia el acercamiento del máximo a la superficie y un menor gradiente en el *PDP*. Esta pérdida de equilibrio lateral ocurre para valores de campo inferiores a un valor que suele ser cercano al alcance práctico del haz, y por tanto depende de la energía. También depende del diseño de la máquina.



Figura 4. Curvas de isodosis de electrones. Aplicador 10 cm x 10 cm. a) 6 MeV b) 18 MeV. Se observa la rápida caída en dosis con la profundidad. Las altas energías tienen menor penumbra inicial que las bajas. El tamaño de campo que cubre homogéneamente la profundidad adecuada es menor que el tamaño nominal del aplicador seleccionado. La curva más interior define esa zona que es tratada de manera homogénea (curva del 90%). Esta curva se estrecha con la profundidad. Las isodosis bajas en cambio se ensanchan, reflejo del aumento del poder de dispersión conforme la energía media de los electrones desciende.

Los diseños de aplicadores de electrones varían notablemente como se aprecia en la figura 5. El número de diafragmas (*"scrapers"*) para colimar el haz de electrones varía entre dos y tres, y los diafragmas están colocados a diferentes distancias desde el foco. En el caso de Elekta, la distancia entre diafragmas depende incluso del tamaño del aplicador. Para los modelos de Siemens, los bancos multilámina hacen también de mordazas de fotones y no existen bloques de *"back-up"* (que si existen para Elekta y Varian). Las mordazas de fotones además se sitúan en una determinada posición cuando se inserta un aplicador, pero esta posición varía de unos fabricantes a otros (Tabla 1) (Van Battum y cols. 2003).

Para los modelos de Siemens, las mordazas de fotones tienen una posición fija que solo depende del tamaño del aplicador y no pueden ser cambiadas por el usuario. Para las unidades de Varian, las posiciones también son fijas pero dependen de la energía. Ocurre igual para los Elekta, pero en ellos el ajuste se hace al instalar el acelerador para que cada energía y aplicador tengan el comportamiento óptimo. La cuestión es que estas aperturas influyen en la cantidad de radiación que llega a los diafragmas y con ello se modifica la radiación dispersa que se genera en los aplicadores. En cuanto al material, Siemens tiene unos aplicadores parcialmente cerrados con aluminio y su número de diafragmas es dos. El diafragma más bajo está hecho de latón altamente plomado mientras que el primer diafragma está construido con una combinación de acero inoxidable y aluminio. Además, el haz primario no incide sobre las paredes de aluminio las cuales bajan hasta el primer diafragma y más allá de éste la estructura es abierta de tal modo que solo los electrones dispersados en aire y los electrones dispersados en el cabezal pueden alcanzar las paredes del aplicador. La distancia a la fuente del último diafragma es de 95 cm. Los aplicadores de Varian tienen paredes abiertas y tres diafragmas. El más bajo está hecho de acero y los otros dos de una aleación de zinc. La distancia del diafragma más bajo es de 95 cm, pero por debajo hay una goma que sirve para avisar del contacto con el paciente y que llega a 97,5 cm. Los aplicadores de Elekta tienen tres diafragmas que están construidos con una combinación de capas de plomo y aluminio y las paredes son abiertas.

La radiación que llega a un paciente procedente de un haz de electrones tiene diversas fuentes: los electrones que llegan directamente sin interaccionar, una componente dispersada en las mordazas (cabezal) y la última componente es la dispersada en cada uno de los diafragmas del aplicador. La contribución de cada componente a la dosis absorbida en un maniquí depende de la energía y del tipo de cabezal y aplicador. Diversos autores han estudiado estas componentes (Kapur y cols. 1998; Van Battum y cols. 2003; Zhang y cols. 1999). Puede decirse que la dispersa producida en los aplicadores, en la zona del centro de campo y cerca de la superficie oscila entre el 2 y el 12% de la ra-



Figura 5. Sistemas de colimación de electrones para tres aceleradores comerciales. Nótense las diferencias en la posición de los bancos multilámina y el número de diafragmas. *p* y *s* corresponden a las posiciones de las láminas dispersoras primarias y secundarias (adaptada de Van Battum y cols. 2003, con permiso). * Bloques de "back-up".

	Tamaño del aplicador en el isocentro (cm x cm)			
Energía (MeV)	10 x 10	15 x 15	20 x 20	25 x 25
	Siemens Primus			
10	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
12	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
14	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
16	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
18	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
21	19 x 19	23 x 23	27 x 27	32 x 32
	Varian 2300 C/D			
6	20 x 20	20 x 20	25 x 25	30 x 30
9	20 x 20	20 x 20	25 x 25	30 x 30
12	14 x 14	17 x 17	25 x 25	30 x 30
15	14 x 14	17 x 17	23 x 23	28 x 28
18	14 x 14	17 x 17	22 x 22	27 x 27
22	14 x 14	17 x 17	22 x 22	27 x 27
		Elekta SLi		
6	20 x 21	24 x 24	30 x 33,6	35 x 40
8	20 x 23	21,5 x 24	29 x 30,6	35 x 40
10	19 x 19,7	23 x 26	26 x 25,8	39 x 39
12	16,8 x 19,6	23 x 23	25 x 24,6	39 x 39
15	16,8 x 19,2	20 x 21,4	26,2 x 27	39 x 39

 Tabla 1. Apertura de las mordazas de fotones en función del aplicador para diferentes ALE (Van Battum y cols. 2003).

diación total y que decrece linealmente hasta llegar a anularse (Figura 6). Los electrones dispersados en las mordazas de fotones tienen una energía media inferior a la de la radiación directa y los dispersados en el aplicador la tienen aún menor. En la figura 7, pueden observarse las componentes de la fluencia planar debidas a cada diafragma a nivel del isocentro en función de la energía y del aplicador (Kapur y cols. 1998). Se observa que conforme se estrecha el aplicador la influencia del último diafragma es mayor. Además, puede apreciarse que la dispersión en las mordazas de fotones es significativa.



Figura 6. Contribución dispersa de los aplicadores de electrones en función de la profundidad normalizada al R_{p^*} lzq.: aplicador 10 cm x 10 cm, Dcha.: aplicador 25 cm x 25 cm. Se presentan resultados para tres modelos de acelerador. Las medidas están hechas con cámara de ionización y el 100% se refiere a la dosis en el máximo con aplicador. Se observa más dependencia con la energía y una importante reducción de la componente para el aplicador grande para el Varian 2300 C/D (adaptada de Van Battum y cols. 2003, con permiso).



Figura 7. Fluencia electrónica planar en aire normalizada en una pequeña región alrededor de un campo de SSD = 100 cm recopilada en "bins" cuadrados. Los valores de las componentes individuales fueron normalizados a sus respectivos totales (todas las partículas) en la misma región. Los haces de 6 MeV fueron obtenidos usando el aplicador 10 cm x 10 cm. Los de 12 MeV usando el de 15 cm x 15 cm y 10 cm x10 cm para los tamaños de campo 15 cm x 15 cm y 4 cm x 4 cm respectivamente. Los haces de 20 MeV fueron obtenidos usando aplicador res de 10 cm x 10 cm y 6 cm x 6 cm (adaptada de Kapur y cols. 1998, con permiso).

Un porcentaje de dosis absorbida en profundidad sin aplicador tiene una zona inicial con más pendiente debido a que tiene sustraída la dosis absorbida dispersa en el aplicador (Figura 8).



Figura 8. Porcentaje de dosis en profundidad medido para el acelerador Siemens Primus, energía 12 MeV. La normalización es en el máximo de la curva sin aplicador (––). La resta de la curva con aplicador (·····) menos la curva sin aplicador nos da la de dosis dispersa (••••).

Como consecuencia de la forma de la componente dispersa, el máximo de una curva de porcentaje de dosis absorbida en profundidad sin dispersa es más profundo que el de un haz de uso clínico (Figura 9). Además, este máximo sería cada vez más profundo conforme aumenta la energía. No obstante, al aumentar en general la componente dispersa con la energía del haz, este efecto apenas se nota debido a que una mayor componente dispersa retrae el máximo de la curva total hacia la superficie.



Figura 9. Valores de d_{\max} para las diferentes componentes de un haz de electrones. Con una energía media más alta, d_{\max} para la componente dispersa es mayor que para la total. Para la componente dispersa el máximo está muy cerca de la superficie (adaptada de Zhang y cols. 1999, con permiso).

1.3. Haces conformados. Factores de campo

Las lesiones que se tratan con haces de electrones suelen ser más superficiales que las tratadas con fotones y en general requieren una conformación del haz que abarque exclusivamente la zona a tratar. Existen tres tipos de aplicadores de electrones a los que se les aplica distinto tipo de conformación:

• Aplicadores fijos. Si el acelerador dispone de este sistema, contará con un juego de aplicadores fijos cuadrados o circulares (5,10,15,20 y 25 cm de lado por ejemplo o bien de diámetro) sobre los que se colocan unos marcos o insertos de aleación (materiales que presenten punto de fusión a baja temperatura y un Z_{eff} elevado) en el extremo más cercano al paciente. Estos insertos de cerrobend en el colimador terciario tienen un espesor suficiente y con ello evitan el paso de electrones (aunque tienen cierta transmisión de la radiación de frenado). Este espesor mínimo en milímetros suele coincidir con la mitad de la energía en superficie del haz en MeV. Los insertos se diseñan en el planificador y se cortan de acuerdo con la forma deseada.

Colimador variable. Es un dispositivo que llega también muy cerca del paciente en su extremo distal pero que cuenta con cuatro mordazas que se mueven dos a dos para definir campos rectangulares. Para conseguir una colimación adicional se añaden bloques de plomo o cerrobend en piel si se quiere dar forma al campo rectangular. Hay que tener en cuenta que tras una heterogeneidad de alto número atómico existen máximos considerables en los bordes (Figura 10) por lo que es mejor dejar un hueco entre bloque y paciente, es decir, la colimación en piel es desaconsejable. A veces estos bloques se sitúan también sobre las mismas mordazas aunque no existe un hueco preparado para ello. Simplemente se adhieren.



Figura 10. Distribución de fluencia planar de electrones en la superficie de un maniquí. *DFS*=100 cm. Tamaño de campo 15 cm x 15 cm y energía 11 MeV. La mayoría de los electrones provienen de la dispersión en el borde del diafragma (adaptada de Zhang y cols. 1999, con permiso).

 Dispositivo multilámina para electrones Actualmente en desarrollo (Deng y cols. 2002), es posible utilizar un colimador específico para electrones (eMLC) (Lee y cols. 2001) por debajo del aplicador, o bien, bajo ciertas condiciones utilizar el de fotones (xMLC) (Salguero y cols. 2010). Existe además actualmente el desarrollo de aplicadores con 4 láminas que permiten conformar diferentes campos rectangulares, denominados *FLEC* ("few leaves electron collimator") (Alexander y cols. 2010). Todos estos colimadores están encaminados a poder aplicar las herramientas de optimización de *IMRT* superponiendo campos de electrones con diferente energía y forma para obtener la irradiación uniforme de volúmenes superficiales, dentro de lo que se denominan técnicas de *MERT* (radioterapia de modulación con electrones).

Los insertos que conforman el haz suponen una modificación añadida en el comportamiento de la dosis absorbida en un maniquí. Por un lado y como diferencia más importante, sustraen una parte de la radiación directa que llegaba a través del aplicador sin inserto de forma que si el tamaño del inserto es suficientemente pequeño, del mismo modo que ocurría para el tamaño de campo en general en el apartado 1.3, se produce una pérdida de equilibrio lateral que reduce la cantidad de radiación que llega al mismo punto del maniquí. Hay una tamaño mínimo crítico, a partir del cual el equilibrio lateral existe para la componente directa. Además, la radiación dispersa que llega a este punto es diferente a la que llega sin inserto. Las componentes modifican su influencia de tal modo que la componente dispersa de los diafragmas superiores es mucho menor (Figura 11) y la mayor parte de la radiación dispersa se produce en el último diafragma y en las mordazas. En general, la componente dispersa suele decrecer si se introduce un inserto pequeño porque en él se frenan las componentes dispersas que venían de estructuras superiores.

La introducción del inserto puede además dar lugar a que los factores de campo del haz decrezcan ligeramente tras alcanzar un máximo conforme se aumenta el tamaño del inserto. Esto se debe a que en el borde del inserto se producen electrones que alcanzan el máximo en el eje para una distancia dada, pero que no lo hacen si los bordes están suficientemente lejos debido a que son de baja energía. La pérdida de esa componente puede afectar a los factores de campo ("output factors"), definidos como el cociente de la dosis absorbida en un punto de referencia en el eje (máximo habitualmente) con un inserto colocado, y la dosis absorbida con el aplicador abierto en el mismo punto. La dosis absorbida debida a los electrones directos permanece inalterada una vez se sobrepasa el tamaño del inserto para el que el equilibrio lateral es establecido. La componente de radiación de frenado por su parte, se ve aumentada por la introducción de un inserto debido a la incidencia de electrones de alta energía sobre el cerrobend. Es tanto mayor cuanto mayor es la energía incidente y cuanto menor es el tamaño del inserto.



Figura 11. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para las componentes dispersas de un haz de 11 MeV, aplicador 10 cm x 10 cm. Ambos casos están normalizados a su propia dosis en d_{max} que es un 10% menor para el inserto 3 cm x 3 cm. Las curvas incluyen fotones y electrones. Cuando se coloca un inserto, se observa una reducción notable de la componente dispersa procedente de los diafragmas superiores del aplicador (adaptada de Zhang y cols. 1999, con permiso).

1.4. Heterogeneidades, irregularidades y bolus

Las heterogeneidades producen dos efectos en las distribuciones de dosis absorbida (Williams y Thwaites 1993). Por un lado, las desplazan en profundidad debido a su más alto o más bajo número atómico lo que produce mayor o menor absorción respectivamente para igual recorrido. Es decir, láminas semiinfinitas con número atómico distinto al agua desplazan las isodosis medidas en función de su mayor o menor absorción. La corrección de este efecto es en un principio sencilla. Para un punto debajo de varias láminas semi-infinitas de distintos materiales, basta con calcular su profundidad efectiva poniendo en escala cada lámina en función de su densidad electrónica.

Por otro lado, están los efectos de borde o de dispersión debidos a la unión de dos materiales de distinto número atómico, cuando esta unión sigue una dirección similar a la del eje del haz. Del material con más alto número atómico se dispersan más electrones hacia el de baja densidad lo que conduce a puntos calientes con forma de lóbulo que se producen en este último. Hay áreas de baja dosis absorbida dentro o bajo la heterogeneidad de alta densidad debido a una pérdida relativa de electrones. Los lóbulos pueden tener dosis absorbidas relativas en su interior hasta un 20% superiores para las energías más altas (en interfases hueso-agua). En la figura 12 se aprecia la forma de estos lóbulos y se señalan dos ángulos, α , que indica la dirección donde está el máximo del lóbulo y β , que indica el ángulo desde el borde de la interfase hasta que los efectos de borde dejan de tener efecto. En el rango de 10 a 30 MeV, β es de 2,2 a 2,25 veces más grande que α .



Figura 12. La forma general del efecto de perturbación de la dispersión en distribuciones de dosis absorbida junto a una interfase. Se producen lóbulos de alta dosis relativa que parten de la esquina que forma la interfase.

En cuanto a las irregularidades en el contorno, estas afectan a la distribución de dosis absorbida de una manera más pronunciada que en los haces de fotones. Por un lado, una entrada oblicua del haz desplaza los máximos de las distribuciones hacia la superficie y hacia la entrada más alta (Figura 13 y Figura 14). Este efecto es pronunciado y es por tanto conveniente buscar en la práctica clínica entradas del haz que sean lo más ortogonales posibles a la superficie del paciente, dado que será la única manera de conseguir una distribución homogénea que cubra dosimétricamente una zona que se encuentra a la misma profundidad. Ej: pared costal.

Las irregularidades (escalones, huecos, saltos bruscos) en los contornos producen también máximos pronunciados y un buen algoritmo de cálculo ha de reproducirlos (Figura 14).



Profundidad mm

Figura 13. Variación de la dosis absorbida en profundidad con el ángulo de incidencia medida a lo largo del eje clínico para electrones de 9 MeV y un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm. La dosis absorbida está normalizada a 20 mm de profundidad para la incidencia de 0 grados. El eje clínico se define como perpendicular a la superficie en la entrada del haz.



Figura 14. Influencia de la entrada irregular en las distribuciones de isodosis. Se generan máximos en las zonas donde electrones contiguos penetran en el medio a muy diferente distancia fuente-superficie. a) Haz de 9 MeV incidente en una cavidad estrecha, b) Haz de 21 MeV incidente en una irregularidad superficial como un bolus, c) Haz de 18 MeV incidente en un contorno de cuello.

El efecto de estas irregularidades es similar al que producen las heterogeneidades de alta densidad en el interior del paciente.

Los bolus son materiales que se colocan sobre la superficie del paciente y cuya densidad electrónica suele ser similar a la del agua. Se pueden colocar por varios motivos:

- Para corregir una entrada irregular en la superficie del paciente que puede producir como hemos visto unos máximos nada despreciables. De ese modo se consigue irradiar de manera homogénea el volumen de interés.
- Para dosificar adecuadamente la piel en el caso de que se quiera tratar. Se elige el espesor necesario para situar la piel a una profundidad suficiente.
- Para que las isodosis conformen un determinado volumen de interés.

Los bolus pueden estar hechos con materiales de densidad cercana a la del tejido (gelatinas, materiales utilizados en odontología, ceras, etc.). Existen técnicas que permiten cortar la forma de los bolus de cera para que se adapte a un paciente concreto (Kudchadker y cols. 2003) consiguiendo homogeneizar la dosis absorbida en el *PTV* y evitando tanto máximos como irradiar tejido innecesariamente.

Todas las particularidades mencionadas afectan a la distribución de dosis absorbida en el interior de un paciente y, unidas al hecho de que en muchas ocasiones el tratamiento con electrones involucra un único campo y no una suma de ellos como en el caso de fotones, hace difícil cumplir los criterios de homogeneidad en el *PTV* que se exigen en general en radioterapia conformada 3D. Como normas generales, si se pretende conseguir una buena cobertura del volumen a tratar se pueden mencionar la búsqueda de entradas planas, perpendiculares al eje del haz, intentar rellenar huecos en el paciente que producirían máximos importantes en su interior y no usar bloques demasiado pequeños o estrechos.

2. Algoritmos de cálculo de dosis absorbida en haces de electrones

2.1. Introducción

La evolución de la planificación en radioterapia y el desarrollo de la computación han hecho evolucionar la manera de calcular los haces de electrones a lo largo de los años. En el caso de haces de electrones, tradicionalmente el cálculo se ha realizado como un cálculo directo de unidades de monitor. Conocida la profundidad de la lesión, siempre es posible seleccionar una energía de electrones de acuerdo con el alcance terapéutico (R90 o R85) y cubrirla con suficiente margen seleccionando el tamaño del aplicador. Se puede entonces realizar el cálculo sencillo mencionado que no tiene en cuenta ni las heterogeneidades en paciente ni la superficie irregular. Es el nivel 1D de cálculo. Sin embargo, ocurre que vista la distorsión que producen en las isodosis, contornos, angulación de brazo, heterogeneidades y bloques, la planificación 3D parece un objetivo deseable para conocer con mayor exactitud la distribución de dosis absorbida en el paciente.

Con el desarrollo de los planificadores 2D se empezaron a calcular distribuciones de dosis absorbida en un plano y con ello se empezaron a utilizar los métodos paramétricos para ver la forma de las curvas en profundidad. Sin embargo, para estos métodos, las correcciones por la superficie del paciente y por las heterogeneidades son difíciles de manejar y consistían en aproximaciones demasiado groseras. La posibilidad de calcular con "pencil beam" tanto en 2D como en 3D amplió enormemente la exactitud del cálculo y cubrió la mayor parte de las necesidades durante muchos años. No obstante, aún quedaban por resolver casos complicados de cálculo de los que las localizaciones en las que se usan electrones no están exentos (baste como ejemplo cabeza y cuello), donde hay pequeñas heterogeneidades y superficies extremadamente irregulares. El método Monte Carlo y sus derivados implementados ya en sistemas de planificación permiten una mayor fiabilidad de los cálculos. No obstante, es importante resaltar como ya se ha mencionado en el apartado 1.4, que muchas veces superficies muy irregulares e incidencias oblicuas producen sobre e infradosificaciones importantes en los pacientes por lo que el uso de bolus e incidencias ortogonales es altamente recomendado. El hecho de que el cálculo sea más exacto no mejora el tratamiento de por sí.

2.2. Algoritmos paramétricos

El cálculo de dosis absorbida en tratamientos de radioterapia es, en general, un problema complejo que no responde a soluciones analíticas de determinadas ecuaciones. Sin embargo, desde un principio los modelos matemáticos existentes en física permitieron un acercamiento al problema desde un punto de vista paramétrico (Klevenhagen 1985). En el caso de los electrones el modelo analítico es el de la difusión. Se llamó "diffusion-age model" y fue propuesto por Kawachi en 1975 (Kawachi 1975). Se basa en la solución de la ecuación de transporte para el caso de difusión total (derivada de la ecuación de Boltzman). Ésta tiene la forma:

$$\frac{\partial D(r,\tau)}{\partial \tau} = \kappa \nabla^2 D(r,\tau) + q(r,\tau)$$

donde *D* es la dosis absorbida de electrones en el punto r y tras un tiempo (edad) τ . El sumando q es la producción de electrones en el medio. A la variable τ se la denomina "edad de Fermi" y describe la edad de los electrones a su paso a través de la materia. Sin embargo, sus unidades son de longitud al cuadrado. La razón es que es resultado de multiplicar el tiempo de frenado de los electrones por el coeficiente de difusión medio en el tiempo *t* (edad cronológica de los electrones). Para conseguir una solución de la ecuación más simple hay que asumir ciertas simplificaciones:

- Energía monoenergética del haz y maniquí homogéneo.
- Ignorar la producción de radiación de frenado.
- El efecto de los electrones secundarios se excluye.
- Se considera únicamente una distribución bidimensional en profundidad y en ejes laterales.
- El poder de frenado másico se considera independiente de la energía.

Este modelo fue desarrollado por Ayyangar y por Steben que además modificaron el término del eje central de la ecuación. Para un haz de electrones paralelo en un maniquí homogéneo, la dosis absorbida en el punto *X*,*Y*,*Z* sigue la fórmula:

$$D(X,Y,Z) = \frac{D_0}{2} \times \left(erf \frac{WXZ_2 - X}{2\sqrt{\kappa\tau}} + erf \frac{WXZ_2 + X}{2\sqrt{\kappa\tau}} \right) \times$$

$$\times \left(erf \frac{WYZ_2 - Y}{2\sqrt{\kappa\tau}} + erf \frac{WYZ_2 + Y}{2\sqrt{\kappa\tau}} \right) \times$$

$$\cos \left[G_1 \left(\frac{z}{R_P} \right)^2 + G_2 \left(\frac{z}{R_P} \right) + G_3 \right] \times \exp \left\{ - \left[\left(\frac{2\pi}{3R_P} \right) \sqrt{\kappa\tau} \right]^2 \right\} \times \left[\frac{F}{F + Z} \right]^2$$
(1)

donde los factores con la función error modelan el comportamiento en anchura y en longitud del haz, y el coseno y la exponencial el comportamiento en profundidad a lo largo del eje central. El último término es una corrección por el inverso del cuadrado de la distancia. *WXZ* e *WYZ* se refieren al tamaño de campo a la profundidad *Z*. R_P es el alcance práctico, $G_1 G_2 G_3$ son constantes del modelo para una energía dada, *F* es la distancia fuente-superficie efectiva. Esta expresión puede parametrizarse merced a la sustitución:

$$\sqrt{\kappa\tau} = \left(C\frac{z}{R_p} + P\right)^N$$

de tal modo que en el modelo quedan libres los parámetros C, P, N y un ajuste del porcentaje de dosis en profundidad que depende para aceleradores lineales de 9 constantes G (polinomio de orden 8 dentro de la expresión del coseno). C, P y N están íntimamente relacionadas y modificándolas se modifican las isodosis a todas las profundidades. La reproducción de curvas de isodosis experimentales con este modelo es buena pese a su simplicidad, y está casi siempre dentro del 2,5% en la mayoría de las profundidades.

Sin embargo, para poder tratar la incidencia oblicua del haz sobre una superficie o los campos irregulares es preciso recurrir a una descomposición en pinceles del haz que tenga en cuenta efectos que fueron despreciados en el desarrollo de la ecuación (1).

2.3. El algoritmo de "pencil beam" de electrones

2.3.1. Algoritmo de Hogstrom

El algoritmo básico de "pencil beam" para electrones se fundamenta principalmente en el trabajo de Eyges (Eyges 1948, modelo de Fermi-Eyges) que tiene en cuenta la dispersión múltiple de Coulomb de los electrones primarios como fenómeno principal que produce la distribución de probabilidad en el interior de un material al que llega un haz estrecho y convenientemente colimado de electrones. Esta dispersión múltiple tiene un tratamiento esencialmente gaussiano, o al menos puede ser tratada por medio de gaussianas de manera suficientemente aproximada.

La dispersión múltiple de Coulomb no es el único efecto a considerar sino que existen otros efectos implicados. Estos son:

- Producción de radiación de frenado, tanto en el maniquí/paciente como la que contaminará el haz debido a la producción de fotones en el colimador.
- Dispersión individual de electrones a ángulos grandes.

- Redistribución de la energía del haz por medio de electrones secundarios (rayos δ).
- Ensanchamiento del alcance de los electrones (Bruinvis y cols. 1989).

Todos estos efectos han sido tratados de manera distinta por varios autores, incluyéndolos dentro de la dispersión múltiple por medio de diversos métodos. En general, se puede afirmar que el algoritmo de Hogstrom (Hogstrom y cols. 1981), con ciertas modificaciones que describiremos, proporcionó una aproximación que resultó válida para conseguir la exactitud de cálculo requerida en las últimas tres décadas.

Partiendo de la ecuación de Fermi para tratar una distribución de partículas dispersadas múltiplemente, Eyges solucionó esta ecuación añadiendo las pérdidas energéticas de los electrones.

Esta solución viene dada por las siguientes expresiones, en la aproximación de ángulos pequeños y para el caso tridimensional:

$$P_E(x,\theta_X;y,\theta_y,z) = P_E(x,\theta_X,z) \cdot P_E(y,\theta_y,z)$$
$$P_E(x,\theta_X,z) = \frac{1}{\pi\sqrt{A}} \cdot Exp\left(-\frac{A_2x^2 - 2A_1x\theta_X + A_2\theta_X^2}{A}\right)$$

donde P_E es la distribución de probabilidad diferencial en ángulos y en posiciones $x_i y$.

Los coeficientes A_n son los momentos del poder de dispersión y $A = A_0 A_2 - A_1^2$

En el algoritmo de Hogstrom, el haz de electrones se divide a la altura del colimador secundario en una serie de pinceles de área infinitesimal $\delta X \cdot \delta Y$, constituidos por electrones monoenergéticos, con una cierta divergencia angular media $\theta_{\chi}\theta_{\gamma}$ (desviación angular media con respecto a la perpendicular) y una dispersión angular caracterizada por una dispersión cuadrática media (*RMS*) σ_{χ} , σ_{χ} (Figura 15).



Figura 15. Esquema geométrico del algoritmo de "pencil beam" (adaptada de Hogstrom 1981, con permiso). L_0 es la distancia desde el final del aplicador a la superficie del paciente en el eje, *SSD* es la distancia fuente superficie y *SCD* la distancia fuente-final del aplicador.

La distribución de dosis absorbida en un punto del material situado por debajo del colimador será la suma de las contribuciones de todos estos pinceles en el punto considerado:

$$D(X,Y,Z) = \iint_{colimadorenZ} S(X',Y') d(X'-X,Y'-Y,Z) dX' dY'$$
(2)

S es una función que permite pesar la importancia de cada pincel localizado en *X'*,*Y'* y d(X'-X,Y'-Y,Z) es la contribución de dosis absorbida de ese pincel en *X*,*Y*,*Z*. Para propósitos de cálculo, la ecuación (2) fue evaluada por Hogstrom suponiendo que los pinceles inciden normalmente sobre el plano de colimación.

El algoritmo, debido a la discretización del haz ancho en pinceles cuya dispersión viene caracterizada por el comportamiento en el eje de cada pincel, considera las heterogeneidades como infinitas lateralmente, por lo que imaginamos una colección de capas homogéneas de distinta densidad. Cada pincel se separa en dos componentes, un término de eje central g(Z) y un término fuera de eje f(X, Y, Z).

Se asume, como se ha visto, que los pinceles se comportan de acuerdo a la teoría de Fermi-Eyges de la dispersión múltiple de Coulomb (*MCS*), que modelan la distribución lateral de flujo de acuerdo con una gaussiana del tipo:

$$f(X,Y,Z) = \frac{1}{2\pi\sigma_{MCS}^2} \cdot e^{-\frac{X^2 + Y^2}{2\sigma_{MCS}^2}}$$

donde σ_{MCS} viene dada por:

$$\sigma_{MCS}^{2} = \frac{1}{2} \int_{-L_{0}}^{Z} \left(Z - Z' \right)^{2} \frac{d\sigma_{MCS}^{2}}{dZ'} dZ'$$

de forma que su anchura varía con la profundidad, y $\frac{d\sigma_{MCS}^2}{dZ'}$ es el poder de dispersión angular lineal evaluado para la energía *T* que corresponde a la energía media del haz de electrones a la profundidad *Z*'. Esa energía se puede calcular de acuerdo con:

$$T(Z') = T_0 \left[1,36 \cdot \sqrt{\left(1,1 - \frac{Z_{eff}(Z')}{R_p}\right)^2 + 0,3} - 0,67 \right]$$
(3)

análoga a la aproximación de Harder (Hogstrom y cols. 1981) pero con un comportamiento distinto cerca del alcance práctico. Es decir, se considera que el haz pincel tiene una energía definida para cada profundidad.

En la ecuación (3), T_0 es la energía incidente, R_p el alcance práctico y Z_{eff} la profundidad efectiva que se calcula a partir de los poderes de frenado lineales y relativos al agua del material que se va encontrando el haz a su paso:

$$Z_{eff}(Z) = \int_{-L_0}^{Z} \frac{\left(\frac{dE}{dZ'}\right)}{\left(\frac{dE}{dZ'}\right)_{H_2O}} dZ'$$

Este cociente de poderes de frenado lineales a integrar se supone independiente de la energía para los tejidos corporales dentro de $\pm 0,5\%$. Debido a que el haz atraviesa ventanas de vacío, láminas dispersoras, cámaras monitoras, aire, etc., cada haz pincel tiene una dispersión angular en cada punto del espacio que de nuevo se comporta de manera gaussiana y con una dispersión angular caracterizada por la dispersión cuadrática media (*RMS*) (Van Battum y Huizenga 1999):

$$\sigma_{\theta_x}^2 = \sigma_{\theta_y}^2 = A_0 - \frac{A_1^2}{A_2}$$

donde
$$A_i = \frac{1}{2} \int_{0}^{SCD} (SCD - Z')^i \frac{d\sigma_{MCS}^2}{dZ'} dZ'$$

Esta gaussiana se convoluciona después del colimador con la debida a la dispersión múltiple de Coulomb (*MCS*) de forma que la componente fuera de eje del pincel será:

$$f(X,Y,Z) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot e^{-\frac{X^2 + Y^2}{2\sigma^2}}$$
(4)

donde
$$\sigma^2 = \sigma_{MCS}^2 + (Z + L_0)^2 \sigma_{\theta_x}^2 = \sigma_{MCS}^2 + \sigma_{air}^2$$
 (5)

El término de eje central del haz pincel g(Z) se relaciona con el mismo en agua $g_0(Z)$, a través de:

$$g(Z) = g_0 \left(Z_{eff} \right) \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z} \right]^2$$
(6)

donde se corrige por profundidad efectiva y por el inverso del cuadrado de la distancia.

Si el haz es uniforme, S=1, y los campos rectangulares, sustituyendo en la ecuación (2) las ecuaciones (4) y (6) se llega a

$$D(X, Y, Z) = \frac{1}{4} \left(erf \frac{WXZ_2 - X}{\sqrt{2}\sigma} + erf \frac{WXZ_2 + X}{\sqrt{2}\sigma} \right) \times \left(erf \frac{WYZ_2 - Y}{\sqrt{2}\sigma} + erf \frac{WXZ_2 + Y}{\sqrt{2}\sigma} \right) g_0 \left(Z_{eff} \right) \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z} \right]^2$$

WXZ y WYZ son los tamaños de campo proyectados a Z.

Resolviendo la expresión para agua (llamando σ_0 a su *RMS*) y usando un porcentaje de dosis absorbida en profundidad $D_0(0,0,Z)$ medido para agua con un campo cuadrado $WX\phi$, podemos despejar g_0 en función de esta medida y escribir:

$$D(X, Y, Z) = \frac{1}{4} \left(erf \frac{WXZ_2 - X}{\sqrt{2}\sigma} + erf \frac{WXZ_2 + X}{\sqrt{2}\sigma} \right) \times \left(erf \frac{WYZ_2 - Y}{\sqrt{2}\sigma} + erf \frac{WXZ_2 + Y}{\sqrt{2}\sigma} \right)$$
$$D_0 \left(0, 0, Z_{eff} \right) \left(erf \frac{WX\phi Z_2}{\sqrt{2}\sigma_0} \right)^{-2} \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z} \right]^2$$

Ecuación cuya forma y factores recuerda mucho a la obtenida con el desarrollo del "age-diffusion model". La idea de utilizar un porcentaje de dosis absorbida en profundidad medido para modelar el comportamiento del pincel en profundidad es muy práctica ya que la integración de las gaussianas en un haz suficientemente ancho nos va a proporcionar directamente los datos medidos, lo que garantiza la reproducción prácticamente exacta de los datos de referencia. Esta es la manera aproximada de añadir al pincel la pérdida energética de los electrones dada por las colisiones inelásticas (dispersión Moller) en el medio (Hogstrom y cols. 1981).

Dosis absorbida de electrones en campos irregulares y con medio heterogéneo (paciente)

La expresión general de la dosis absorbida en un punto X, Y, Z es:

$$D(X,Y,Z) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \left(\iint_{colimadorenZ} S(X',Y') e^{-\frac{(X-X')^2 + (Y-Y')^2}{2\sigma^2}} dX' dY' \right)$$
$$D_0(0,0,Z_{eff}) \left(erf \frac{WX\phi Z/2}{\sqrt{2}\sigma_0} \right)^{-2} \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z} \right]^2$$

En un paciente, σ se hace función de X, Y y Z debido a la entrada irregular y a las heterogeneidades en función de la posición. Además, en presencia de grandes huecos (*"gaps"*) de aire, el último término de la ecuación 5 domina y los efectos de discontinuidades bruscas pueden ser subestimados porque grandes

cambios σ_{MCS}^2 apenas alterarán σ^2 . Este efecto se puede minimizar si la convolución se hace después de la integración en el colimador, cambiando:

$$D(X,Y,Z) = \iint_{colimador} S(X',Y') \begin{pmatrix} \frac{1}{2\pi\sigma_{MCS}^2} e^{-\frac{(X-X')^2 + (Y-Y')^2}{2\sigma_{MCS}^2}} D_0(0,0,Z_{eff}) \\ \iint_{colimador} \begin{pmatrix} WX\phi Z/\\ erf - \frac{Z}{\sqrt{2}\sigma_0} \end{pmatrix}^2 \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z}\right]^2 dX'' dY'' \end{pmatrix} dX' dY'$$

por

$$D(X,Y,Z) = \iint S_{air}(X'',Y'',Z) \frac{1}{2\pi\sigma_{MCS}^2} e^{-\frac{(X-X'')^2 + (Y-Y'')^2}{2\sigma_{MCS}^2}} D_0(0,0,Z_{eff}) \left(\frac{WX\phi Z_{f}}{\sqrt{2}\sigma_0} \right)^2 \left[\frac{SSD + Z_{eff}}{SSD + Z} \right]^2 dX'' dY''$$

donde

$$S_{air}(X'',Y'',Z) = \frac{1}{2\pi\sigma_{MCS}^2} \iint_{colimador} S(X',Y') e^{-\frac{(X-X')^2 + (Y-Y')^2}{2\sigma_{airS}^2}} dX' dY'$$

Físicamente S_{air} representa la fluencia de electrones en la posición Z en aire cuando no existe material alguno bajo el colimador. Todos los términos en los que aparece $Z_{\it eff}$ o $\sigma_{\it MCS}$ están dentro de la integral, haciendo ver que estas magnitudes están definidas con respecto al eje central de haces pincel individuales. La integración está definida con límites infinitos, pero en la práctica se lleva 2-3 cm más allá del borde del colimador.

La descripción de las heterogeneidades del paciente utiliza los números CT (unidades Hounsfield) que forman imágenes de escáner.

La clave de la corrección por heterogeneidad estriba en que tanto

 $\frac{\left(\frac{dE}{dZ'}\right)}{\left(\frac{dE}{dZ'}\right)_{H_{2}O}} \operatorname{como} \frac{d\sigma_{MCS}^2}{\left(\frac{d\sigma_{MCS}^2}{dZ'}\right)_{H_{2}O}} \operatorname{se suponen funciones del número } CT \text{ en cada}$

punto del paciente pero son prácticamente independientes de la energía de los electrones.

Para ambos parámetros existen funciones que los ajustan con el nº *CT* para un kV del escáner dado (Figura 16, extraída de Hogstrom y cols. 1981, con permiso). Dado un punto de cálculo dentro del contorno del paciente, se extrae un número *CT* promedio de entre los pixeles de su entorno; a partir de este número, se interpola el valor de los cocientes de poder de frenado y de dispersión y después se multiplica por el poder de frenado o dispersión del agua para obtener el correspondiente al medio. Los datos de poder de frenado y de poder de dispersión (másicos) del agua se pueden extraer del informe 35 de ICRU (ICRU 1984).

El cálculo en un paciente real se realiza por tanto en tres pasos, resumiendo lo expresado en este apartado:

- 1. A partir del nº *CT* se determina la profundidad efectiva de cada punto de la matriz de cálculo a partir del cociente de poderes de frenado relativo al agua. Con ayuda de la ecuación (3) esto genera una energía media para cada profundidad.
- 2. Con la energía media se calcula el poder de dispersión en cada punto y con ello se obtiene la anchura de todos los pinceles a cada profundidad.
- **3.** Se superponen las distribuciones de todos los pinceles pesados por la fluencia incidente y los bloques que conforman el haz.



Figura 16. Relación del cociente de poderes de frenado y del cociente de poderes de dispersión (ambos relativos al agua) con el número *CT*. El kilovoltaje utilizado es 120 kVp. Para otros kilovoltajes los valores difieren. Las curvas se han trazado eligiendo unos materiales determinados.

Dosis absorbida debida a fotones

Como se ha visto arriba, en todo campo de electrones existe una contribución a la dosis absorbida debido a los fotones de radiación de frenado que se producen tanto en la cabeza del acelerador como en el paciente. Esta contribución empieza a ser importante, con respecto a la debida a electrones, para profundidades por encima del 70% del alcance práctico y más allá.

Toda la teoría de la dispersión múltiple de Coulomb se aplica tan sólo a electrones. Esto implica que hay que modelar la dosis absorbida de fotones de algún modo y añadirla al resultado obtenido con la teoría del *"pencil beam"*. Dado que la contribución más allá del alcance práctico se va a deber a fotones, se puede ajustar esta cola a una recta de la forma ax+b, como ya se ha mencionado más arriba. Pueden usarse también expresiones analíticas dadas por Sorcini (Sorcini y cols. 1996).

2.3.2 Limitaciones y correcciones del modelo

I. *Aproximación de lámina semi-infinita*. Cuando dentro del paciente o en la superficie existe una heterogeneidad finita, la contribución de pinceles cuyo eje no atraviesa la heterogeneidad pero que si son alcanzados por la dispersión lateral de los mismos estará sobreestimada (heterogeneidad de alta densidad) o subestimada (heterogeneidad de baja densidad), ya que la anchura del pincel que caracteriza la dispersión no habrá sido modificada (Figura 17 a).



Figura 17. Consecuencias de la aproximación de lámina semi-infinita. a) Descripción del fenómeno: un pincel cuyo eje no atraviesa la heterogeneidad (pulmón) debería tener una anchura diferente hacia el lado donde ésta se encuentra (línea punteada). El algoritmo calculará la anchura según la línea sólida. b) Haz de 20 MeV. La heterogeneidad de alta densidad frena los electrones. La utilización de pinceles paralelos que atraviesan totalmente el plomo, o no lo hacen, no reproduce la dispersión electrónica producida en el borde de la heterogeneidad, que queda reflejada en la línea punteada.

Para corregir este efecto se han utilizado varias estrategias. Un ejemplo de nuevo modelo de *"pencil beam"* lo proporcionó Yu (Yu y cols. 1988). Trató de corregir la limitación de la aproximación de ángulos pequeños utilizando dos recursos:

- Para una posición en el medio, la energía de los electrones y los correspondientes parámetros de dispersión se evalúan a lo largo del camino medio o más probable atravesado por los electrones en vez de a lo largo del eje del "pencil beam".
- El ángulo medio de deflexión de los electrones en una posición específica está incluido en el cálculo del núcleo (*"kernel"*) de interacción para esta posición.

En este modelo, la distribución espacial p de los electrones del pincel a una profundidad dada se calcula como una superposición (que inicialmente era una convolución) de la distribución en la capa inmediatamente superior y un núcleo no-gaussiano k caracterizado por una varianza espacial que se puede calcular también a partir de las varianzas angulares y espaciales de esa capa superior.

Matemáticamente, se expresa la densidad de probabilidad de la capa T_n en función de la calculada para la capa anterior T_{n-1} como:

$$p(x_k, x_l, T_n) = \sum_i \sum_j p(x_i, y_j, T_{n-1}) \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot k_{ij} (x_k - x_i, y_l - y_j, t_n)$$

El núcleo resulta no gaussiano debido a que es gaussiano en la dirección del camino medio más probable entre una capa y la siguiente, pero no en la dirección perpendicular al eje del haz (Figura 18).



Figura 18. Diferencia en el cálculo de los núcleos de interacción entre el modelo de Fermi-Eyges a) y el modelo multirayo b). El modelo multirayo incluye la asimetría de las trayectorias de electrones que dan como resultado un núcleo no gaussiano (adaptada de Yu y cols. 1988, con permiso).

En resumen, la distribución de los electrones a una profundidad dada en el medio es calculada por superposición de núcleos puestos a escala por la distribución corriente arriba. Los caminos medios determinados en agua se usan como multirayos para muestrear el medio entre una capa y la siguiente. Las energías de los electrones están relacionadas con los momentos de dispersión y se calculan a lo largo de los caminos medios en vez de a lo largo del eje del pincel como en el *PB* clásico.

La principal ventaja que se obtiene es que las heterogeneidades que caen fuera del rayo central del pincel pueden ser tenidas en cuenta y por tanto el modelo multirayo funciona mejor en heterogeneidades pequeñas eliminando la aproximación de lámina semi-infinita. Nótese, que sigue siendo una aproximación de ángulos pequeños pero corregida para la dispersión lateral.

II. Pérdida de electrones y dispersión del alcance. El modelo de Fermi-Eyges puro no tiene en cuenta la pérdida de electrones del pincel con la profundidad ni la dispersión de su alcance. La anchura de la gaussiana caracterizada por σ^2 crece sin limitación en profundidad. Pero experimentalmente (Figura 19) y con cálculos Monte Carlo se comprueba que no es así, debido a la pérdida de electrones que se han detenido completamente. El algoritmo Fermi-Eyges es válido hasta 0,7 R_n (70% del alcance práctico). Los electrones que se dispersan lateralmente son frenados a menor profundidad que los que bajan perpendicularmente a la superficie y por tanto, tienen que ser eliminados del haz. Para corregir el crecimiento indefinido de la anchura del pincel que predice Fermi-Eyges existen varias expresiones analíticas cuyos parámetros han sido ajustados con simulaciones Monte Carlo a datos experimentales. (Lax 1983; Lax y Brahme 1985; Lax 1986), proponen utilizar un factor exponencial que depende de la profundidad y de la densidad del medio y que modifica el pincel hasta producir un máximo en la anchura del pincel entre 0,68 y 0,8 veces R_n y luego una caída que simula la pérdida de electrones con la profundidad.

Dicho factor toma la forma:

$$Q(z) = e^{-S^{12(1,5-s)}}$$
(7)

con $s = z/R_p$ (la profundidad puesta en escala al alcance práctico). Esta expresión es aproximadamente independiente de la energía.

De este modo la anchura del pincel se calcula según:

$$\sigma_{LAX}(z) = \sigma(z)Q^{1/2}(z)$$



Figura 19. Representación gráfica de la anchura del haz pincel en función de la profundidad para energías de 6 a 20 MeV. Son valores calculados a partir de medidas experimentales de haces de electrones con insertos. Se aprecia que a partir de 0.7 *Rp* la pérdida de electrones del haz reduce la anchura del pincel para todas las energías (adaptada de Khan y cols. 1998, con permiso).

(Sandison y cols. 1989; McParland y cols. 1988 ; Werner y cols. 1982) son otras referencias válidas con respecto al cálculo de la anchura real del pincel.

III. *El algoritmo de Hogstrom no tiene en cuenta la transmisión* a través de las mordazas, ni a través del colimador concreto que se esté usando, así como efectos de dispersión a ángulos grandes, por lo que los perfiles de dosis absorbida, en su parte fuera del campo, no se reproducen de manera adecuada. Para tener en cuenta la transmisión, se precisan cambios apropiados en el algoritmo por medio de efectos energéticos y en la dispersión electrónica.

IV. El colimador está modelado como un rectángulo perfecto. Habitualmente sus bordes suelen se redondeados especialmente en las esquinas; la aproximación producirá discrepancias con las curvas experimentales si no se modifica la función de intensidad S(X, Y) de acuerdo con la forma concreta del aplicador.

VI. La aproximación de ángulos pequeños dentro de la teoría de la dispersión múltiple gaussiana desprecia dispersiones a ángulos grandes, que se pueden tener en cuenta con aproximaciones de segundo orden u otro tipo de modelos analíticos. En este sentido, el trabajo que más ha trascendido posteriormente a los sistemas de planificación es el de Lax (Lax y cols. 1983). En él se afirma que para modelar correctamente el efecto de pérdida de equilibrio lateral que producen por ejemplo bloques suficientemente estrechos no basta con utilizar la aproximación de dispersión múltiple de Fermi-Eyges sino que es necesario tener en cuenta la dispersión a ángulos grandes y la dispersión del alcance (*"range straggling"*, véase el punto **II**). Propusieron el modelo gaussiano generalizado (*"generalized gaussian pencil beam" GGPB*) que consiste en utilizar tres gaussianas, en vez de una, pesadas de una manera conveniente para expresar la parte radial de la distribución de dosis absorbida del *"pencil beam"*. De este modo, y tras utilizar en la formación de los *PB* estas gaussianas, la expresión de la dosis absorbida para un haz ancho de tamaño *A* queda:

$$D(x,y,z) = \frac{D_0(\infty,z)\sum_{n=1}^{3} B_n(z) \iint_A S_{air}(x',y',z) \cdot \exp\left(-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2}{b_n(z)\bar{r}^2(z)\rho(z)}\right) dx \cdot dy}{\pi \bar{r}^2 \rho(z) \sum_{n=1}^{3} B_n(z) b_n(z)}$$

donde $D_0(\infty, z)$ es el *PDP* de un haz ancho corregido a *DFS* infinita, como en el algoritmo de Hogstrom, y S_{air} significa lo mismo. Los coeficientes B_n y b_n son los coeficientes de peso de amplitud y anchura de las gaussianas respectivamente y dependen de la profundidad y de la energía. Por tanto, lo importante para poder usar este modelo es tener estos coeficientes, y para obtenerlos lo más conveniente es ajustarlos a distribuciones de energía depositada para *"pencils"* monoenergéticos y monodireccionales calculados previamente por Monte Carlo. Para tener en cuenta las heterogeneidades, se puede utilizar la profundidad efectiva z_{eff} calculada igual que en el método de Hogstrom y utilizar esta profundidad para extraer los parámetros que dependen de ella.

2.4. Modelos derivados

Los modelos que se presentan a continuación son refinamientos del modelo de "pencil beam" que suponen un mayor gasto computacional intentando acercarse más al comportamiento real del haz de electrones en el interior del paciente. Con el desarrollo de algoritmos de Monte Carlo que calculan la distribución de dosis absorbida en un tiempo parecido, han quedado en desuso aunque mantienen su interés desde el punto de vista académico.

2.4.1 Modelo de redefinición del pincel (PBRA)

Este modelo fue propuesto inicialmente por Shiu y Hogstrom en 1991, para evitar las limitaciones de la aproximación de lámina semi-infinita que se derivan del modelo inicial de *"pencil beam"*. Demostraron que redefiniendo los parámetros de cada haz pincel gaussiano (fluencia planar, ángulo medio, ángulo cuadrático medio y energía media) continuamente con la profundidad las perturbaciones en la distribución de dosis absorbida causadas por las heterogeneidades localizadas y limitadas transversalmente podían ser calculadas con mayor exactitud. También utilizaron un espectro polienergético, de tal modo que la exactitud de la dosis absorbida en las zonas de penumbra aumentaba. El espectro, que comienza siendo monoenergético, se degrada y ensancha con la profundidad debido a los diferentes recorridos electrónicos y cada *"bin"* es tratado independientemente.





Los parámetros iniciales (en un refinamiento posterior del algoritmo 2001) de este modelo son la anchura de cada *"bin"* de energía, E_{bin} , el espectro energético inicial y discreto de los electrones $\{E,w\}$ (siendo w el peso asignado a cada *"beam"*), la distancia fuente-isocentro virtual SAD_{vir} , la distancia efectiva colimador-isocentro L_0 , la dispersión angular inicial de haz ancho sobre la dirección electrónica proyectada media $\sigma_{\theta_{ast}}$, y el factor de corrección dependiente de la energía (necesario para ajustar efectos del transporte de electrones no incluidos en el modelo) (Boyd y cols. 2001).

La anchura de los *"bin"* de energía puede ser del orden de 0,5 MeV para energía baja y de 1 MeV para energía alta. Los pesos del espectro pueden de-terminarse a partir de la siguiente función:

$$w_m = \frac{\exp\left(\frac{-(E_m - E_p)^2}{2 \cdot \sigma_{high}^2}\right) si \ E_m > E_p}{\exp\left(\frac{-(E_m - E_p)^2}{2 \cdot \sigma_{how}^2}\right) si \ E_m < E_p}$$

es decir, se aplica una distribución gaussiana diferente según la energía E_m esté por encima o por debajo de la más probable E_p (distribución asimétrica). El proceso de ajuste de los parámetros del espectro es simplemente un ajuste iterativo de curvas de porcentaje de dosis absorbida en profundidad.

El ajuste de $SAD_{vir}L_0$ y $\sigma_{\theta_{BB}}$ se realiza por métodos descritos para el algoritmo genérico de "pencil beam".

2.4.1. Modelo de "pencil beam" híbrido. HPBM

Tiene en cuenta la dispersión tanto para ángulos grandes como para ángulos pequeños. Utiliza un modelo de bipartición, que descompone el haz de electrones en una componente dirigida hacia delante y una componente de dispersión (Luo y cols. 1998). La aproximación de ángulos pequeños puede dar cuenta del transporte de electrones de la primera componente mientras que el transporte lateral de electrones (ángulos grandes) se tiene en cuenta a través de la dispersión. Ésta, se modela con una expansión en armónicos esféricos.

Se puede mejorar utilizando pinceles polienergéticos y la dispersión del alcance proveniente de la dispersión múltiple de Coulomb (Chengjun y cols. 2003). Estas mejoras se traducen en una función de distribución del pincel de electrones ligeramente distinta de la del modelo *PB* convencional:

$$D_{pencil}(x, y, z, E_{norm}) = \sum_{i} \omega_{i} D_{bm}(z, E_{i}) \frac{e^{-\frac{x^{2}+y^{2}}{A_{h}^{i}(z)}}}{A_{h}^{i}(z)}$$

donde la suma se extiende a los "bin" de energía que se consideren con un peso ω_i cada uno y donde volvemos a encontrarnos con una parte que describe el pincel en profundidad y otra de manera perpendicular al eje del haz. La componente en profundidad $D_{bm'}$ corresponde a la distribución de dosis absorbida en profundidad calculada con el modelo de bipartición para un haz infinitamente ancho (PB Hogstrom utilizaba directamente los *PDP* experimentales para haz ancho) y para una energía E_i . La parte de dispersión sigue siendo gaussiana, pero es modelada por el parámetro A_h^i que sustituye a σ_{MCS}^2 y que se calcula de acuerdo con:

$$A_h^i(z) = 2\int_0^z \sigma_{tr} \left(E_t^i\right) \left(z-t\right)^2 dt$$

siendo σ_{tr} la sección eficaz de transporte para electrones de energía E_t . E_t^i es la energía media en la profundidad z para electrones con energía incidente E_i y en su cálculo se usa la siguiente expresión dependiente de la profundidad t:

$$E_t = E_i - \frac{dE_i}{dz} t e^{-0.007t}$$

donde se utiliza el poder de frenado lineal.

En cuanto al espectro de los electrones, éste se obtiene ajustando a los datos experimentales por un método de regularización (Luo y David 1999).

3. Sistemas de planificación de tratamientos

Según lo visto en el apartado 2, los algoritmos de electrones utilizados en la planificación de tratamientos de radioterapia podrían clasificarse de la siguiente manera:

- "Pencil Beam" Hogstrom modificado. Algoritmo clásico de Hogstrom más modificaciones para que en presencia de heterogeneidades y bloques se mejore el cálculo. Estas modificaciones incluyen como hemos visto, la desaparición de electrones del haz con la profundidad, la dispersión del alcance, los porcentajes de dosis absorbida bajo bloque, o extender el uso de una gaussiana a tres, para tener en cuenta la dispersión a ángulos grandes (GGPB).
- "Pencil beam" mejorado. Redefinición (PBRA), híbrido (HPBM). Redefinen en cierto modo la física empleada para tener en cuenta efectos de segundo orden más allá de la dispersión múltiple de Coulomb en la aproximación de ángulos pequeños. El cambio con respecto al algoritmo de Hogstrom es sustancial y en general, incluyen la separación en distintos "bins" de energía. El coste computacional es alto.
- Algoritmos basados en Monte Carlo. El desarrollo en computación añadido a la exactitud que proporcionan, los señalan como algoritmos de referencia en la actualidad. Otra cuestión es el tiempo, dedicación e inversión que suponen para un centro su puesta en marcha en relación con el beneficio que pueden proporcionar, dado el poco uso de los haces de electrones en algunos centros en la actualidad. Las bases de este tipo de algoritmos se explican en el tema siguiente, así como los datos experimentales necesarios para su puesta en marcha.
3.1. Sistemas basados en "pencil beam". Datos necesarios

Un sistema basado en "pencil beam" tiene que caracterizar el pincel de acuerdo con una serie de parámetros fundamentales. En la teoría del algoritmo, hemos visto que estos son la dispersión inicial del pincel, el parámetro de dispersión múltiple de Coulomb (dispersión en el plano *x*-*y*) que crece con la profundidad hasta llegar a un máximo y luego decrece, y el comportamiento en profundidad (eje *z*), donde hemos visto que la mayoría de algoritmos aprovechan para introducir los porcentajes de dosis absorbida en profundidad experimentales. Después, hay que caracterizar la no homogeneidad del campo de radiación en aire y el comportamiento bajo bloque, así como la ley del inverso del cuadrado (distancia fuente-superficie efectiva).

En resumen y de manera general, los datos experimentales para configurar una unidad de tratamiento, pueden ser:

- a) Para cada energía y aplicador:
 - Perfiles en aire a diferentes distancias para parametrizar la dispersión del haz en aire, básicamente a través de la relación entre la penumbra del haz en aire y el parámetro de anchura inicial del pincel en aire.
 - Porcentaje de dosis absorbida en profundidad, *PDP*, imprescindible para caracterizar el comportamiento de los pinceles en profundidad.
 - Distancia fuente-superficie efectiva. Se determina por el método estándar que se explica en el tema 7, y corrige el cálculo cuando se cambia la distancia fuente-superficie de tratamiento y no coincide con la de referencia, usualmente 100 cm.
 - Factores aplicador, energía y de campo a la profundidad de referencia; permiten realizar el cálculo manual de unidades monitor a partir de un aplicador y energía de referencia. Pueden intervenir también en el cálculo de unidades monitor del algoritmo según como se tenga referenciada la unidad de tratamiento.
 - Dosis absorbida de referencia, para iniciar en esas condiciones el cálculo de unidades monitor.
- b) Para cada energía:
 - Un perfil en aire cerca del aplicador (a 5 cm) para cada aplicador o para el campo más grande de la máquina en caso de que se trate de un colimador variable, con el objeto de caracterizar *S*(*X*, *Y*) (ecuación 2), para pesar cada pincel de acuerdo con su posición.

- Un porcentaje de dosis absorbida en profundidad bajo un bloque que tapa totalmente el campo. Deben ser medidos por el usuario bajo sus bloques de aleación, y tienen principalmente una componente de fotones de radiación de frenado generados en el bloque.
- Transmisión bajo bloque a la profundidad de referencia, medida como cociente de lecturas con y sin bloque, para pesar los porcentajes de dosis absorbida medidos en el punto anterior con respecto a la dosis absorbida sin bloque.

4. Referencias

- [1] ALEXANDER A., DEBLOIS F., SEUNTJENS J. (2010). Toward automatic field selection and planning using Monte Carlo-based direct aperture optimization in modulated electron radiotherapy. Phys. Med. Biol. 55 4563.
- [2] BOYD R.A., HOGSTROM K.R., STARKSCHALL G. (2001). *Electron pencilbeam redefinition algorithm dose calculations in the presence of heterogeneities*. Med. Phys. 28 (10), 2096-2104.
- [3] BRUINVIS I.A.D., MATHOL W.A.F., ANDREO P. (1989). *Inclusion of electron range straggling in the Fermi-Eyges multiple-scattering theory*. Phys. Med. Biol. (34), 4, 491-507.
- [4] CHENGJUN G., ZHANGWEN W., ZHENGMING L. (2003). *Three-dimensional electron dose calculation using an improved hybrid pencil-beam model*. Med. Phys. 30 (3), 415-423.
- [5] DENG J., LEE M.C., MA C.M. (2002). A Monte Carlo investigation of fluence profiles collimated by an electron specific MLC during beam delivery for modulated electron radiation therapy. Med. Phys. 29 (11), 2472-2483.
- [6] EYGES L. (1948). Phys. Rev. 74, 1534-5.
- [7] HOGSTROM K.R., MILLS M.D., ALMOND P.R. (1981). *Electron beam dose calculations*. Phys. Med. Biol. (26), 3, 445-459.
- [8] ICRU (1970). Report 16. Linear Energy Transfer. (ICRU, Bethesda, Maryland).
- [9] ICRU (1984). Report 35. *Radiation Dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV.* (ICRU, Bethesda, Maryland).
- [10] KAPUR A., MA C.M., MOK E.D.C., FINDLEY D.O., BOYER A.L. (1998). *Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator*. Phys. Med. Biol. 43, 3479-3494.

- [11] KAWACHI I. (1975). Calculation of electron dose distribution for radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 20, 571-7.
- [12] KHAN F.M., HIGGINS P.D., GERBI B.J., DEIBEL F.C., SETHI A., MIHAILIDIS D.N. (1998). Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields. Phys. Med. Biol. 43, 2741-2754.
- [13] KLEVENHAGEN S.C. (1985). *Physics of electron beam therapy*. Med. Phys. Handbooks 13. Adam Hilger.
- [14] KUDCHADKER R.J., ANTOLAK J.A., MORRISON W.H., WONG P.F., HOGSTROM K.R. (2003). Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy. Journal of applied clinical medical physics. Vol. 4, num 4, 321-333.
- [15] LAX I., BRAHME A., ANDREO P. (1983). *Electron beam dose planning using Gaussian beams-improved radial profiles*. Acta Radiol. Suppl. 364, 45-59.
- [16] LAX I., BRAHME A. (1985). Electron beam dose planning using Gaussian beams-energy and spatial scaling with inhomogeneities. Acta Radiol. Suppl. 24, 75-85.
- [17] LAX I. (1986). Development of a generalized gaussian model for absorbed dose calculation and dose planning in therapeutic electron beams. Tesis DRP, Universidad de Estocolmo.
- [18] LEE M.C., DENG J., LI J., JIANG S.B., MA C.M. (2001). Monte Carlo based treatment planning for modulated electron beam radiation therapy. Phys. Med. Biol. 46, 2177.
- [19] LUO Z., JETTE D., WALKER S. (1998). Electron dose calculation using multiple scattering theory: A hybrid electron pencil-beam model. Med. Phys. 25, 1954-1963.
- [20] LUO Z., DAVID J. (1999). On the possibility of determining an effective energy spectrum of clinical electron beams from percentage depth dose (*PDD*) data of brad beams. Phys. Med. Biol. 44, 172-182.
- [21] MCPARLAND B.J., CUNNINGHAM J.R., WOO M.K.(1988). The optimization of pencil beams widths for use in an electron pencil beam algorithm. Med. Phys. 15(4), 489-497.
- [22] SALGUERO F.J., ARRANS R., PALMA B.A., LEAL A. (2010). Intensity- and energy-modulated electron radiotherapy by means of an xMLC for head and neck shallow tumours. Phys. Med. Biol. 55 1413 doi:10.1088/0031-9155/55/5/010

- [23] SANDISON G.A., HUDA W., SAVOIE D. (1989). Comparison of methods to determine electron pencil beam spread in tissue-equivalent media. Med. Phys. 16 (6), 881-888.
- [24] SHIU A.S., HOGSTROM K.R. (1991). *Pencil beam redefinition algorithm for electron dose distributions*. Med. Phys. 18:7-18.
- [25] SORCINI B.B., HYÖDYNMAA S., BRAHME A. (1996). The role of phantom and treatment head generated bremsstrahlung in high-energy electron beam dosimetry. Phys. Med. Biol. 41: 2657-2677.
- [26] VAN BATTUM L.J., HUIZENGA H. (1999). On the initial angular variances of clinical electron. Phys. Med. Biol. (44), 2803-2820.
- [27] VAN BATTUM L.J., VAN DER ZEE W., HUIZENGA H. (2003). Scattered radiation from applicators in clinical electron beams. Phys. Med. Biol. 48: 2493-2507.
- [28] WILLIAMS J.R., THWAITES D.I. (1993-2000). *Radiotherapy physics in practice*. Oxford University Press.
- [29] WERNER B.L., KHAN F.M., DEIBEL F.C. (1982). A model for calculating electron beam scattering in treatment planning. Med. Phys. 9 (2) 180-187.
- [30] YU C.X., GE W.S., WONG J.W. (1988). A multiray model for calculating electron pencil beam distribution. Med. Phys. 15, 662-671.
- [31] ZHANG G.G., ROGERS D.W.O., CYGLER J.E., MACKIE T.R. (1999). *Monte Carlo investigation of electron beam output factors versus size of square cut-out*. Med. Phys. 26 (5): 743-750.

Tema 6: Métodos de Monte Carlo en el cálculo de dosis absorbida en Radioterapia

Alejandro García Romero Feliciano García Vicente

Métodos de Monte Carlo en el cálculo de dosis absorbida en Radioterapia

Alejandro García Romero Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza agarciarom@salud.aragon.es

> Feliciano García Vicente Hospital Universitario de La Princesa. Madrid fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

1. Simulación Monte Carlo

1.1. Introducción

De todos los posibles métodos de cálculo de distribuciones de dosis absorbida debidas a haces de radiación en el campo de la Radioterapia, es el llamado Monte Carlo el que potencialmente es más exacto. Los métodos de simulación Monte Carlo se emplean en muchos campos de la ciencia y la tecnología para resolver tipos de problemas muy diversos, desde resolución de ecuaciones diferenciales a la simulación directa de transporte de la radiación, problemas estadísticos o planificación industrial. Estos métodos se pueden emplear en todos aquellos problemas que por si mismos tienen naturaleza probabilística (transporte de la radiación) o en los que por medio de análisis se convierten en problemas probabilísticos (ecuaciones diferenciales).

La base genérica de estos métodos y de la que procede su nombre¹ es el uso de números aleatorios para asignar procesos.

En el campo que vamos a tratar, referido a la radioterapia, los números aleatorios se utilizan para simular la historia de un fotón o electrón original y de todas las partículas secundarias generadas por éstos al incidir en cualquier medio. Se habla de transporte acoplado de fotones y electrones, ya que independientemente de que el haz calculado sea de un tipo u otro en todo momento

¹ De la famosa ciudad de los casinos, donde el azar es la base de todos los juegos.

se ponen en juego procesos que requieren simular los dos tipos de radiación. Se van a describir de forma general las características básicas de todos los códigos MC, el transporte de partículas, alguna técnica de muestreo y los aspectos de incertidumbre estadística o de tipo A ligada al método. A continuación se describirán de forma somera los códigos que existen con propósito de investigación y los sistemas MC para cálculo de fotones y electrones que hasta la fecha existen en el mercado.

El presente tema no pretende ser un tratado sobre cálculo Monte Carlo, para lo cual ya existen textos suficientemente indicados, sino una introducción a la comprensión de este tipo de códigos y un repaso histórico de cómo han llegado a los sistemas de planificación.

1.2. Transporte de partículas

La simulación de la historia de una partícula (electrón, fotón, positrón) que incide en un medio viene determinada por la geometría y composición del medio, el estado inicial de la partícula (tipo, posición y ángulos de incidencia y energía) y la selección aleatoria de los diferentes tipos de procesos físicos que esa partícula pueda sufrir en función de la distribución de probabilidad que gobierna cada uno de esos procesos.

Si la partícula incidente es un fotón la simulación se realiza paso a paso y se tienen en cuenta los siguientes parámetros:

- Distancia hasta la próxima interacción. En cada paso el fotón es transportado en su dirección incidente hasta una distancia aleatoria donde sufrirá la siguiente interacción. La probabilidad de elegir una u otra distancia viene determinada por el recorrido libre medio de ese fotón en el medio en cuestión.
- 2. Tipo de interacción. También en cada paso se decide qué tipo de interacción sufrirá el fotón (dispersión (Rayleigh) coherente, dispersión (Compton) incoherente, efecto fotoeléctrico, producción de pares y tripletes²) en función de sus distribuciones de probabilidad que son función de la energía del fotón y de la naturaleza del medio.
- 3. Nuevo ángulo y energía. En función de la interacción decidida se elige el nuevo ángulo y energía a partir de las distribuciones de probabilidad, función de la interacción, la energía y el medio.

² Cuando la producción de pares ocurre en el campo de un electrón, este retrocede a causa del suceso con una energía cinética considerable de ahí que parezca que se generan tres partículas en la interacción.

4. Nuevas partículas. Si el suceso genera o pone en movimiento una o más partículas, éstas se añadirán junto con sus datos de energía inicial, posición y ángulo al conjunto de la simulación.

En el caso de que la partícula sea un electrón, bien inicial o bien generado como partícula nueva, éste se transporta hasta que su energía llega a un valor³ a partir del cual toda su energía se deposita en la posición que entonces ocupa el electrón. El transporte de electrones no se realiza interacción a interacción, ya que el número de interacciones que sufre un electrón hasta que alcanza la energía de absorción es enorme y por tanto el costo de computación sería muy alto.⁴

En general los códigos de simulación suelen implementar un esquema mixto en el que las interacciones *duras* (dispersiones con grandes variaciones de dirección o energía⁵) se simulan de forma completa y las blandas se hacen de forma agrupada con aproximaciones como la de pérdida continúa de energía y frenado continuo (*CSDA*) en el código "EGS4" (Nelson y cols. 1985) o refinamientos de esta aproximación empleados en el código "PENELOPE" (Baró y cols. 1995).

1.3. Técnicas de muestreo

Tal como se ha introducido, la base de las técnicas MC es la elección aleatoria de un suceso o de sus características a partir de un generador de números aleatorios. Sin embargo, esta elección está pesada por la densidad de probabilidad de cada una de las posibilidades. Como ejemplo, veremos el primer punto de un paso en la historia de un fotón: la distancia hasta la próxima interacción.

La distancia que recorre un fotón hasta la próxima interacción depende del recorrido libre medio de ese fotón en el medio correspondiente. Si el camino libre medio es λ entonces la densidad de probabilidad vendrá dada como:

$$f(x) = \frac{e^{-\frac{x}{\lambda}}}{\lambda}$$

y su integral nos da la función de distribución,

$$F(x) = 1 - e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

³ Este valor es un dato de entrada para cada simulación.

⁴ De hecho, es el transporte de los electrones secundarios generados por los fotones lo que consume la mayor parte del tiempo de computación sobre todo para energías de fotones altas, ya que la energía de los electrones generados también será alta.

⁵ Estos valores son seleccionables por el usuario.

Esta función contiene valores que van desde cero hasta 1 según el camino recorrido ya que x puede estar comprendido entre cero e infinito. El procedimiento para elegir la distancia hasta la siguiente interacción es por tanto generar un número aleatorio entre cero y uno y así asignar en función de ese número un camino recorrido x, siendo más probables por tanto los valores de x donde f(x) es mayor.

Los otros pasos se eligen de forma similar. En cuanto al tipo de interacción, la elección depende de la sección eficaz de cada interacción dividida por la total. Dividiendo el intervalo desde cero hasta uno en intervalos de longitud igual a ese cociente de secciones eficaces, si generamos un número aleatorio de cero a uno la probabilidad de entrar en un determinado intervalo es igual a la probabilidad de que ocurra ese tipo de interacción. Matemáticamente, si la sección eficaz total es $\sigma = \sum \sigma_i$, se aplica el método de la transformada inversa y si N es el número de interacciones posibles, se obtiene la interacción i si el número sorteado ξ está entre (i-1)/N e i/N.

En cuanto a la energía y ángulo se hace de forma similar (aunque más compleja) utilizando las secciones eficaces de Klein-Nishina y muestreando los valores de unas variables intermedias construidas para que al final la probabilidad de elección del coseno del ángulo de dispersión se adecúe a las distribuciónes de probabilidad correspondientes a las secciones eficaces de Klein-Nishina.

En función de la forma matemática de la densidad de probabilidad se podrá integrar para ser muestreada por el método descrito o no. Cuando esto no es posible pueden simplificarse las densidades de probabilidad teniendo en cuenta rangos energéticos en los que se aplican, o bien utilizar otros métodos de muestreo como el método de rechazo (*"rejection method"*) (Salvat y cols. 2001). En general, cuanto más complejas sean las densidades de probabilidad empleadas más tiempo se empleará en muestrearlas

1.4. Incertidumbre estadística. Eficiencia y reducción de varianza

La exactitud con la que una simulación *MC* refleja la realidad depende de la física introducida en el código y del grado de acuerdo de la modelización de esa simulación concreta con la realidad física (geometría de entrada, materiales, energía de electrones incidentes en blanco, etc.). La incertidumbre de una simulación representa cuan de reproducible es esa simulación en el sentido de que dos simulaciones diferentes (partiendo de distintas semillas de números aleatorios y por tanto con diferentes sucesos) nos den un mismo resultado. Ciertamente la física del transporte y absorción de energía es intrínsecamente probabilística pero dado que en las condiciones de interés el número de partículas implicadas es enorme⁶ el proceso físico tiene una gran reproducibilidad. La idea de una simulación MC es lograr reproducir ese proceso físico pero empleando muchísimas menos partículas a costa de tener una incertidumbre asociada aceptable⁷.

Como la cantidad de energía depositada en un vóxel de cálculo por una partícula dada, es una magnitud estocástica que se distribuye según la estadística de Poisson, ocurre que si su media es λ su varianza será $\sigma^2 = \lambda$, por lo que la incertidumbre relativa σ/λ será $1/\lambda^{1/2}$. Como la energía media depositada depende linealmente del número de partículas, concluimos que la incertidumbre de una simulación es proporcional a $1/N^{1/2}$ donde N es el número de partículas simuladas, de tal forma que para dividir por dos la incertidumbre de una simulación necesitamos multiplicar por 4 el número de partículas y por tanto el tiempo de cálculo. Una forma sencilla de reducir este tiempo es realizar varias simulaciones en paralelo de un mismo proceso y luego promediar los resultados, así si se realizan n simulaciones con una desviación típica s, la incertidumbre de la media de las simulaciones será $s/n^{1/2}$. Por lo tanto, si realizamos 4 simulaciones con un número de partículas por simulación N_i el resultado de la media tiene la misma incertidumbre que una sola simulación de 4N partículas. Esto hace que en simulación MC sea muy interesante el procesado en paralelo para mantener tiempos de cálculo razonables.

La eficiencia de una simulación particular es inversamente proporcional a la varianza de dicha simulación y al tiempo requerido para lograr esa varianza, de forma que si la incertidumbre de una simulación es σ y el tiempo de cálculo es *T* entonces la eficiencia se define como (Rogers y Bielajew 1988):

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 T}$$

Las dos formas posibles de mejorar la eficiencia en una simulación *MC* son disminuir la varianza para un tiempo de simulación dado o reducir el tiempo de cálculo para una varianza dada. De aquí viene el interés por las técnicas de reducción de varianza, que utilizan los distintos códigos para mejorar la eficiencia. Algunas de estas técnicas se describirán con cierto detalle en el siguiente apartado.

⁶ Por ejemplo 70 Gy a plano medio en un tumor de cabeza, equivale a unos 600 trillones de partículas implicadas.

⁷ Tal como vimos en el apartado de requerimientos de cálculo del tema 4, un error en el mismo menor del 1-2% no tiene (ni tendrá probablemente) sentido en el campo de la radioterapia.

2. Métodos de Monte Carlo aplicados a haces de radioterapia

2.1. Problemática general

Como hemos visto, el método de Monte Carlo es un método de simulación estadística. Para problemas asociados al transporte de la radiación, simula los caminos de partículas individuales muestreando magnitudes apropiadas de las distribuciones de probabilidad que gobiernan los procesos físicos individuales mediante el uso de números aleatorios generados por ordenador. Valores medios de magnitudes macroscópicas como la fluencia de partículas, espectro energético y distribución de dosis absorbida pueden ser calculados simulando un gran número de historias de partículas. Actualmente se acepta que es el método de cálculo más exacto que existe para el cálculo de distribuciones de dosis absorbida y es el que mejor reproduce fenómenos de geometría más compleja. En particular, este tipo de algoritmos son los que mejor reproducen la retrodispersión en materiales de alto número atómico como el hueso, y perturbaciones en la dispersión producidas en cavidades de aire. Además, calculan en términos de dosis absorbida en el medio y no en agua como vienen haciendo los algoritmos convencionales, por lo gue es preciso dilucidar gué dosis absorbida es la que se guiere expresar. Este último extremo se encuentra en estos momentos en discusión. La diferencia entre dosis absorbida en medio y dosis absorbida en agua en tejidos de densidad cercana a la del agua no es muy grande, pero si es más significativa en densidades cercanas a las del hueso (Siebers y cols. 2000).

Los haces de electrones necesitan de una descripción física del transporte de electrones en medios heterogéneos que es más complicada que en el caso de fotones debido a los grandes efectos de dispersión. Los electrones, cuando pasan a través de la materia sufren del orden de 10⁶ interacciones elásticas e inelásticas con los átomos del medio. No es posible modelar cada colisión individual y a cambio, las colisiones inelásticas son divididas en dos como hemos visto en la introducción; de acuerdo con lo que se dio en llamar un esquema mixto o esquema clase II (Figura 1): por un lado procesos discretos (producción de partículas secundarias con una energía por encima de un umbral dado) y por el otro pérdidas continuas de energía. Las colisiones elásticas son descritas a través del cambio en la dirección de movimiento después de cada paso electrónico. La distribución angular se obtiene a partir de la ley de dispersión individual y del número medio de colisiones elásticas en el paso que se está considerando, es decir, hay que recurrir a teorías de dispersión múltiple más o menos refinadas. Se estima que en media (Kawrakow y cols. 1996) una historia electrónica se subdivide en unos 50 pasos de determinado tamaño. Ese tamaño de paso es un parámetro artificial que puede influir en el resultado final (artefactos de tamaño de paso). Durante los años 90 se desarrollaron implementaciones de historia condensada cada vez más exactas y rápidas. Con el transporte de partículas cargadas, la partícula se detiene cuando alcanza un umbral de energía mínima. Este umbral suele seleccionarse de tal modo que la partícula no pueda llegar al siguiente vóxel de cálculo por lo que los resultados de una simulación también dependen de esta energía de corte. Si no se selecciona adecuadamente este valor en función del material y la malla de cálculo, es posible que los resultados no sean adecuados.

Dentro de la simulación del transporte electrónico, cuando se emite un fotón secundario entran en juego los procesos de interacción fotónica (Compton, producción de pares, etc.). En el caso de haces de fotones el número de sucesos es menor, dado el mayor recorrido libre medio, no obstante, la generación inmediata de electrones hace que la simulación de historia condensada esté también presente en ellos.



Figura 1. Historia condensada con esquema clase II. La parte inferior es una visión ampliada de la zona sombreada (adaptada de Chetty y cols. 2007, con permiso).

En cuanto al tiempo de cálculo, el desarrollo de las computadoras y de su velocidad ha permitido que hoy en día se pueda hablar de planificación de tratamientos de radioterapia calculando la distribución de dosis absorbida por Monte Carlo, si bien aún precisan técnicas que simplifiquen el proceso con respecto a la descripción completa de las interacciones. Para llegar a ello el camino ha sido largo.

El desarrollo de códigos *MC* aplicados al transporte de la radiación viene utilizándose desde 1960 (SHOWER). La aplicación dentro de este campo ha sido creciente de tal manera que el número de publicaciones relacionadas con *MC* crece año a año casi de manera exponencial. Los códigos que simulan el transporte de partículas en diferentes medios, con diferentes fuentes definibles por el usuario y en geometrías que son modelables por el mismo, se denominan códigos *MC* de propósito general. Cuatro familias distintas de códigos *MC* de propósito general son: "EGS", "ETRAN"/"ITS"/"MCNP", "PENELOPE" y "GEANT4", y su aplicación ha pasado por todos los campos relacionados: radiodiagnóstico, medicina nuclear y radioterapia (cálculo de dosis absorbida, desarrollo de detectores, mejoras técnicas de las unidades, cálculo de factores de perturbación en equipamiento de medida, cálculo de poderes de frenado, etc.).

Las diferencias entre los códigos son varias, pero se centran sobre todo en la manera de tratar el transporte electrónico y en el manejo de las interfases entre distintos materiales.

2.2. Reducción de la varianza

Mención especial aunque breve, merece el tema de reducción de la varianza. Podemos definir las técnicas de reducción de la varianza como aquellas que no introducen un error sistemático en el resultado del cálculo Monte Carlo (Van Dyk 2005) y contribuyen a mejorar la eficiencia del mismo, es decir, nacen como una necesidad de conseguir más eficiencia en el mismo tiempo de cálculo. De manera resumida, bajo ciertas condiciones, pueden considerarse técnicas de reducción de la varianza las siguientes:

- Historia condensada. Imprescindible para el transporte electrónico, es una de las más efectivas ya que como hemos visto en el apartado anterior consigue resumir cientos de miles de interacciones en apenas cien sin perder calidad en el resultado siempre que sea usada de manera adecuada.
- Rechazo del alcance, ruleta rusa, separación de fotones. Consideradas como las técnicas de reducción de la varianza por antonomasia, este tipo de "trucos" tienen por objeto terminar las historias de partículas que no van a ser relevantes en el cálculo, bien porque se alejan de la zona de interés o porque no pueden alcanzar la siguiente. A su vez, manejan los pesos estadísticos de cada partícula para reforzar el peso de las supervivientes o bien generan más partículas en la dirección de interés para aumentar la eficiencia del algoritmo.

- Repetición de historias. También muy utilizada, consiste en la simulación en agua de la historia de una partícula que luego se usa en repetidas ocasiones en el resto de la simulación. Aplicar esta historia a un medio heterogéneo requiere obviamente poner en escala la longitud de los pasos en función del medio y también los ángulos de dispersión múltiple.
- "STOPS". Transporte simultáneo de conjuntos de partículas. Competidora de la anterior, esta técnica es aún más eficiente y permite transportar simultáneamente conjuntos de partículas que tienen la misma energía pero no la misma posición, dirección y peso estadístico. Para el conjunto, todas las magnitudes no dependientes del material son calculadas una sola vez.
- Números cuasi-aleatorios. Mejoran el comportamiento de los pseudoaleatorios, que eran los que se venían usando previamente. Una serie de números quasi-aleatorios rellena el espacio más uniformemente y ello permite reducir la varianza.
- Muestreo correlado. En ella el algoritmo MC se dedica a calcular la diferencia entre la geometría problema y una geometría más simple que la que se quiere calcular. Después sólo hay que añadir el resultado del cálculo simple y se obtiene el resultado requerido para la geometría problema.
- Extracción del ruido ("denoising"). Técnicas de filtrado digital, técnicas de umbral "wavelet", técnicas de difusión anisotrópica adaptativa. Si la señal resultado se filtra de manera adecuada y con cuidado, al eliminar ruido mejoramos lógicamente la eficiencia. Para que sea considerada técnica de reducción de la varianza, es necesario demostrar que las incertidumbres sistemáticas, o mejor de tipo B, introducidas por ellas son menores que la desviación que se pretende obtener.

2.3. Desarrollo en radioterapia

El primer paso hacia el cálculo de dosis absorbida en paciente fue la simulación del cabezal de las unidades de tratamiento. La salida de este tipo de cálculos es un fichero con los parámetros del espacio de las fases del haz incidente. Los haces de electrones requieren mayor información del espacio de las fases que los de fotones (Mackie 1990). Además, la simulación de haces de electrones es más sensible a los detalles del acelerador (Rogers 1991). Debido a problemas en los primeros años para conseguir un tiempo de cálculo razonable para la exactitud requerida o bien para investigar la influencia de estos componentes en la fluencia del haz de electrones, empezaron simulándose los componentes del acelerador por separado (Ma y Jiang 1999b). En estos modelos se estudiaron el efecto de las láminas dispersoras en las distribuciones de dosis absorbida en agua y la influencia del aire en el espectro energético del haz.



Figura 2. Perfiles de dosis absorbida en agua de las tres componentes especificadas (fotones dispersados, electrones dispersados y fotones) generadas en un borde por electrones primarios, E = 12 MeV. La principal contribución son electrones dispersados en el borde (adaptada de Ebert y Hoban 1995b, con permiso).

Los estudios concluyeron también que el sistema de colimación no podía ser aproximado por un único diafragma delgado y que el espectro energético del haz no podía ser aproximado por una sola energía. Se analizaron las componentes de radiación de frenado que emergían del cabezal y la influencia de la dispersión angular inicial en el cálculo de dosis absorbida. Por último, se estudió la influencia de los aplicadores y de los bloques de cerrobend en los haces de electrones de uso clínico. Las componentes principales que influían en la dosis absorbida en agua, bajo un inserto de cerrobend que consistía en un borde, eran los electrones primarios dispersados en la cara vertical del borde y la transmisión de fotones contaminantes a través del borde (Figura 2).

La mayor parte de los trabajos utilizaron "EGS4" (Electron Gamma Shower versión 4), un código general de historia condensada creado por Nelson en 1985 y que procede de Stanford (SLAC).



Figura 3. Diagrama esquemático de cinco geometrías de simulación con grado progresivo de sofisticación (*A* haz pincel, *B* + aire + fuente isotrópica monoenergética, *C* + lámina dispersora + cámara de ionización + espejo, *D* + mandíbulas + anillo accesorios, *E* + aplicador electrones) realizado por Udale (Udale 1988), para estudiar la influencia de cada componente en las características del haz en la superficie de un maniquí (adaptada de Ma y Jiang 1999b, con permiso).

Más tarde, comenzaron a realizarse simulaciones del acelerador en su totalidad (Ma y Jiang 1999b). Diversos estudios simularon el acelerador teniendo en cuenta ventana de salida, colimación primaria, láminas dispersoras, cámaras monitoras, espejo, mordazas móviles y aplicador. En particular, Udale utilizó un método que iba añadiendo componentes progresivamente en cinco esquemas distintos (Figura 3). Todos estos métodos requieren técnicas de reducción de la varianza y aproximaciones que reduzcan la incertidumbre estadística y aceleren el proceso de cálculo.

Un impulso definitivo al cálculo Monte Carlo de haces en radioterapia, lo dio el sistema OMEGA "BEAM" (Rogers y cols. 1995; Mackie 1990) basado en el código de propósito general "EGS4". El código "BEAM" (*NRC* Canadá) es un sistema que nació para el cálculo de haces de electrones pero que se extendió también a haces de fotones.

Sus principales características son:

- Está orientado al cálculo de haces en radioterapia al tener una geometría que calcula espacios de fase ortogonales a un eje principal, que se corresonde con el eje del haz
- Consta de una serie de módulos componentes que son independientes y permiten ser compuestos en diferente forma para poder simular todas las unidades existentes (Figura 4).

- Tiene un sistema de seguimiento de la historia de cada partícula que permite guardar la información de las diferentes contribuciones a la dosis absorbida separadamente, es decir, en qué lugar se ha producido la partícula y de dónde procede.
- El fichero del espacio de las fases puede ser reutilizado a la salida de cada componente para calcular en la siguiente, permitiendo diversificar el cálculo para todas las posibilidades existentes.
- El cálculo de dosis absorbida en un maniquí se parte en dos pasos. Existe un fichero del espacio de las fases con información completa a la salida del último componente del acelerador que se usa como entrada en la simulación del cálculo en un maniquí. En ese fichero está guardada la información de correlación entre energía, dirección y posición de cada partícula.
- El sistema incorpora varios métodos de reducción de la varianza:
 - Método del rechazo del alcance, ("range rejection"). Permite eliminar electrones que no pueden escapar de una región concreta o no pueden alcanzar el siguiente plano de contaje. Se calcula el alcance residual hasta la energía más baja para la cual un electrón es transportado. Este alcance residual representa el camino viajado por los electrones frenándose hasta la energía de corte, si no sufren interacciones discretas (calculado usando los poderes de frenado restringidos), y nos da el máximo recorrido posible que podría tener ese electrón en la simulación. Es la aproximación más conservadora posible. Obviamente, esta técnica desprecia los posibles fotones de frenado que generarían los electrones mientras se frenan y los efectos de esta aproximación se minimizan definiendo una energía máxima a la cual una historia puede ser terminada.
 - Interacción fotónica obligada, ("photon forcing"). Es útil para estudiar la contaminación electrónica de un haz de fotones. Se obliga al fotón a interaccionar y el original continúa con un peso reducido para que la fluencia no se distorsione en ningún lugar de la geometría.
 - Separación de la radiación de frenado, ("bremssthralung splitting") + ruleta rusa, ("russian rulette"). El objetivo de esta técnica es generar más fotones de frenado. En cada lugar de creación de un fotón de frenado se generan N y el peso de cada uno se multiplica por 1/N. La incertidumbre estadística del espectro de fluencia de energía de fotones se reduce de manera muy importante, porque en estas simulaciones la mayor parte del tiempo de cálculo se emplea en seguir las historias de los electrones. Como al hacer separación de la radiación de frenado lo que interesa es el espectro de fotones, el código puede hacer ruleta rusa en los electrones generados por esta multiplicidad de fotones de frenado. La ruleta rusa elimina N–1 electrones por cada N electrones secundarios creados por estos fotones añadidos e incrementa el peso de los supervivientes por un factor N.



Figura 4. Distintos módulos componentes que se pueden utilizar en "BEAM" para configurar el acelerador. Se puede modelar desde el filtro aplanador (FLATFILT) hasta el espejo (MIRROR), las cámaras monitoras (CHAMBER), las mordazas (JAWS) o un posible tubo de rayos (XTUBE).. Cada módulo queda especificado registrando todas las dimensiones y materiales que lo componen (tomada de Rogers y cols. 1995, con permiso).

Existen varios programas de interfase con el usuario desarrollados a partir del sistema "BEAM" que hacen el uso del código más amigable, como por ejemplo "EGSwindows" que permite visualizar en 3D el cabezal y las partículas simuladas (Figura 5).



Figura 5. Geometría de "BEAM" y trazas de las partículas simuladas (electrones en azul, fotones en amarillo) para un haz de 20 MeV. Se aprecian las componentes del acelerador empleadas en el cálculo. Como salida se obtiene un fichero del espacio de las fases en el plano del isocentro (patient plane). Manual "BEAM".

La extensión del código al cálculo de distribuciones de dosis absorbida se hace por medio del programa *DOSXYZ*, que permite calcular haces de radioterapia en una geometría 3D rectilínea para simular diferentes maniquíes y la geometría de un paciente a partir de datos de nº *CT*. Varios grupos de investigación han desarrollado y utilizado el sistema "BEAM" + "*DOSXYZ*". Entre ellos, cabe destacar el trabajo del grupo *NRC* (National Research council of Canada) y el del grupo de la Universidad de Stanford. Con ello, se han estudiado los efectos de la distribución de dosis absorbida de las modificaciones que se le pueden realizar a un haz de electrones o fotones: diferentes aceleradores, distintos huecos de aire, efectos de retrodispersión en las cámaras monitoras, factores de corrección, cocientes de poderes de frenado, diferentes insertos de cerrobend (Zhang y cols 1999; Kapur y cols 1998; Verhaegen y cols. 2001), optimización de colimadores multilámina para electrones, aplicación a la aceptación de planificadores basados en cálculo Monte Carlo, etc. En el sistema "BEAMnrc" existe además otra utilidad denominada "BEAMDP" que permite analizar los ficheros del espacio de las fases generados para extraer fluencias y espectros energéticos, así como para componer modelos multifuente que, como veremos más adelante, pueden resultar de utilidad. Dado que "BEAM" está basado en "EGS4", hereda de él la manera de enfocar problemas como son las interfases. En este sentido, merece la pena reseñar que las teorías de dispersión múltiple en el transporte de electrones que se aplican son válidas para pasos que ocurren dentro del mismo material. En algunos códigos el paso se termina en la frontera y se empieza otro paso más allá de ella en el mismo punto. Algunos códigos que utilizan longitudes de paso preseleccionadas, aplican una corrección al muestreo de la pérdida energética y de la deflexión angular del paso interrumpido, para tener en cuenta que la longitud del paso ha quedado truncada y es menor que la prevista. Esto mejora la exactitud de la simulación en geometrías con muchas interfases.

"EGS4" y por ende "BEAM", utilizan longitudes de paso arbitrarias en las que es posible ir reduciendo el paso conforme el electrón se acerca a la frontera (esta reducción tiene un límite finito que depende de la longitud mínima de camino fijada por el algoritmo de dispersión múltiple utilizado). Una vez cruzada la interfase, el tamaño de paso se va aumentando gradualmente conforme se aleja de la misma. De esta forma, el número de pasos interrumpidos se minimiza y se mejora la exactitud de la simulación a costa de emplear más tiempo. El algoritmo que gestiona los pasos del transporte electrónico en "EGS4" se denominó "PRESTA". La deposición energética en pequeñas cavidades de aire o en interfases de alto *Z* no quedaba del todo bien modelada, así que se implementó "PRESTA-II", que permite al usuario cambiar a un modelo de dispersión simple en la cercanía de fronteras y como consecuencia reducir la longitud del camino mínima a valores muy pequeños (desaparece la limitación de validez) con lo que el problema se resuelve.

También el código de propósito general "PENELOPE" se ha aplicado con éxito a la simulación de haces de electrones y de fotones (Sempau y cols. 2001). El núcleo del sistema es un paquete de subrutinas en "FORTRAN77" que genera y sigue las trayectorias de las partículas dentro de los materiales definidos como un número de regiones homogéneas denominadas cuerpos. Estas subrutinas son llamadas desde un programa principal que genera el usuario que controla la evolución de los caminos y guarda las magnitudes de interés. El camino de una partícula se considera una secuencia de vuelos libres o "saltos". Al final de cada salto la partícula sufre una interacción con el medio en la que pierde energía, cambia de dirección y en algunos casos produce partículas secundarias. Las acciones del programa principal son las mismas para todos los tipos de partículas lo cual simplifica su estructura.

El paquete completo es de libre disposición. "PENELOPE" usa una simulación mixta para electrones y positrones que requiere la especificación de valores de corte para la pérdida energética y el ángulo de dispersión polar. La diferencia más importante con "EGS4" es precisamente la utilización de simulación mixta para el ángulo de dispersión además de para la energía, es decir, de un valor de corte. Si estos valores de corte se superan, la interacción se considera "dura" y es simulada en detalle. Las interacciones que no superan estos valores se consideran blandas y son simuladas en conjunto, agrupándose en sucesos únicos donde la partícula cambia de dirección y de energía de manera global de acuerdo con las teorías de dispersión múltiple. Además, los desplazamientos espaciales son simulados usando el mecanismo simple de "random hinge" cuya consecuencia fundamental es que no se necesita ningún algoritmo adaptativo del tamaño de paso en la vecindad de interfases y por tanto no es necesario conocer la distancia mínima perpendicular a las interfases que rodean a la partícula, lo cual puede suponer una ventaja en geometrías complicadas (afortunadamente no es el caso del cabezal de un acelerador). El nombre de este mecanismo puede traducirse por "bisagra" aleatoria y consiste en fijar de manera aleatoria el punto en el que se produce la deflexión dentro del camino recorrido por el electrón.

En resumen, gracias a las nuevas herramientas la aplicación del método en los últimos años ha sido doble: por un lado, los fabricantes de aceleradores han estudiado las características de los haces para mejorar el diseño de los mismos y por el otro, los usuarios han utilizado la información del espacio de las fases del haz con propósitos de investigación y en casos complejos o aquellos en los que se deseaba un cálculo más exacto de la distribución de dosis absorbida. Códigos como "BEAM" y "PENELOPE", de libre disposición, permiten al radiofísi-co contar con una herramienta muy poderosa con la que cotejar sus medidas experimentales, así como verificar algoritmos comerciales que hayan sido ad-quiridos por su propio centro (Francescon y cols. 2000).

La constante mejora de los modelos de acelerador complica los cálculos, dándose el caso de aceleradores del mismo modelo que no tienen exactamente las mismas componentes. Para el caso de electrones, se necesita un fichero del espacio de las fases separado para cada combinación energía-aplicador. Esto implica una cantidad muy grande de espacio en el disco duro de un ordenador. Para conseguir una incertidumbre estadística del 1-2% en un maniquí que consista en voxels de 0,1-1 cm³ se requiere la simulación del orden de $10^6 - 10^7$ partículas del espacio de las fases.

3. Cálculos Monte Carlo en la planificación de tratamientos. Estrategias de reducción del tiempo de cálculo

Algunos autores señalan que las exigencias actuales de un planificador de haces de electrones o fotones que utilice Monte Carlo son proporcionar la distribución de dosis absorbida con una desviación del 2-3% de la dosis absorbida en el máximo, con un tiempo de cálculo inferior a los cinco minutos para cualquier haz, así como con una inversión modesta en hardware (Sempau y cols. 2000).

Los códigos de propósito general ("*MCNP*" (Briestmeister 1997), "EGSnrc" (y como aplicación a haces de *RT*"BEAM"+"*DOSXYZ*"), "GEANT 4", "PENELOPE" 2005, etc.) cumplen el primer criterio, incluso en casos de geometría complicada, y bajo ciertas condiciones pueden usarse como referencia cuando no existen medidas experimentales. Sin embargo, los algoritmos desarrollados con el fin de calcular dosis absorbida en paciente como sistema de planificación se caracterizan por utilizar una serie de simplificaciones que aceleran el proceso de cálculo y lo adaptan al cálculo de dosis absorbida en un paciente, principalmente, modificando el algoritmo básico del transporte de electrones en el medio. Otros recursos son la optimización computacional (técnicas de procesamiento paralelo, vectorización) y el añadido de técnicas de reducción de la varianza. En el caso del cálculo en paciente, las técnicas de reducción de la varianza tienen un límite denominado varianza latente que está impuesto por el espacio de las fases utilizado y la incertidumbre asociada al mismo, por lo que la varianza no puede reducirse a cero.

La incertidumbre en el resultado tiene pues, tres componentes:

- Una inherente al método, que tiene naturaleza estadística y que se corregiría utilizando más partículas hasta llegar a una situación en la que sea despreciable excepto por la mencionada varianza latente si se calcula a partir de un fichero del espacio de las fases.
- Otra dependiente de las simplificaciones realizadas, cuyo efecto en el resultado final no es siempre predecible (Sempau y cols. 2001). La varianza de un cálculo puede ser cero y la exactitud del algoritmo puede ser mala debido a las aproximaciones que se hayan hecho en la física del problema.
- Una tercera componente debida a las incertidumbres de tipo B asociadas a los coeficientes de atenuación y absorción, o a los poderes de frenado, de dispersión, etc, que son utilizados como base en el cálculo Monte Carlo.

Presentamos las características principales de distintos algoritmos creados con el objeto de calcular dosis absorbida en paciente y que, en general se refieren tanto a haces de fotones como de electrones.

3.1. "MMC" (Macro-Monte Carlo) 1995

Consiste principalmente en que es un algoritmo de tamaño de paso adaptativo (Neuenschwander y cols. 1995). La idea es reducir el número de pasos por historia de cada partícula. Para ello, se utilizan esferas de diferentes materiales y se transportan los electrones que inciden verticalmente sobre ellas. Esto implica preprocesar el paciente (volumen heterogéneo) hasta convertirlo en una acumulación de esferas de diferente tamaño y densidad electrónica media. El tamaño de las esferas ("kugels") depende de la distancia del electrón a la interfase más próxima. Así, las esferas más pequeñas están localizadas cerca de las interfases (Figura 6).

Otra simplificación importante del algoritmo es la utilización de una base de datos "*MMC*" donde se guardan funciones de distribución de probabilidad que describen el cambio en las variables del espacio de las fases de los electrones transportados en esferas de distinto tamaño y material (precálculos). La deposición de energía se subdivide en dos, una parte debida a electrones primarios a lo largo de la trayectoria dentro del "*kugel*" y una segunda parte debida a electrones secundarios que se calcula a posteriori en aquellos puntos donde se guarda que se han generado. A estos electrones se les supone una atenuación exponencial, de acuerdo con la teoría de la cavidad de Burlin y como coeficiente de atenuación se utiliza un valor medio para materiales y tamaño de "*kugel*", de tal forma que sólo depende de la energía del electrón secundario.



Figura 6. Algoritmo "*MMC*". Tamaño de paso adaptativo. Para una resolución de 0,1 cm. Cada vóxel del paciente se marca con números que indican el tamaño máximo que puede tener un "kugel" centrado en él, en función de la cercanía de interfases (adaptada de Neuenschwander y cols. 1995, con permiso).

Este código se utilizó recientemente como base para implementar el cálculo de haces de electrones en el planificador "ECLIPSE" (Varian) (Ding y cols. 2006).

3.2. Código Super-Monte Carlo ("SMC") 1996

Está basado en la superposición de núcleos de convolución pregenerados con el método Monte Carlo (Keall y Hoban 1996). Los electrones son transportados en el medio heterogéneo usando caminos electrónicos generados en agua. La perturbación en la fluencia electrónica debida a cada uno de los materiales encontrados en el paciente es tenida en cuenta considerando el efecto de:

- Variación de los poderes de frenado.
- Variación de los poderes de dispersión.
- Producción de radiación de frenado en el paciente.

Para cada paso del camino de un electrón, estos parámetros afectan a la longitud y dirección del mismo, así como a la energía depositada en el paso.

Este tipo de cálculos aceleran unas 9 veces la simulación Monte Carlo.

3.3. Algoritmo "DPM" y "V-DPM"

El algoritmo "*DPM*" (método de planificación de dosis absorbida) emplea la historia condensada estándar para modelar el transporte de electrones y sigue el esquema mixto (Berger 1963) para tratar las pérdidas energéticas, de modo que las pérdidas grandes se modelan a la manera usual pero en las pequeñas se utiliza la aproximación de frenado continuo ("*CSDA*"). La ganancia en tiempo se consigue mejorando el algoritmo que transporta partículas de un punto a otro y reformulando las funciones de distribución que describen la física, pero no utiliza reducción de la varianza o reutiliza partículas. Un poco más detalladamente (Sempau y cols. 2000):

- Empleo y mejora de una nueva teoría de dispersión múltiple que es independiente del tamaño de paso.
- Nueva mecánica de transporte de partículas cargadas. "*DPM*" hereda el esquema de *"random hinge"* de "PENELOPE" que mejora y simplifica el cálculo especialmente en la proximidad de las interfases.
- Empleo de largas longitudes de paso para los electrones, que pueden atravesar varios voxels hasta que se sortea un nuevo ángulo de dispersión múltiple.
- Puesta en escala de las longitudes de paso por el número de caminos libres medios de transporte recorridos, dependientes de la energía y del material.
- "DPM" se aprovecha del rango dinámico más pequeño en energía y material de los problemas de radioterapia. Restringe las energías empleadas al rango de 100 keV a 20 MeV y algunas secciones eficaces y funciones de distribución se calculan poniéndolas en escala apropiadamente a datos calculados exactamente para agua.

Todo ello proporciona un tratamiento adecuado de las heterogeneidades de pequeño tamaño y de los problemas de frontera.

Como hemos visto, otro enfoque para la optimización del código Monte Carlo es la mejora del tiempo de computación mejorando los procesos de cálculo. Esto se consigue vectorizando el algoritmo anterior y utilizando una técnica de computación paralela que acelera los procesos con coma flotante. La paralelización se hace a través de instrucciones "*SIMD*" (una sola instrucción, múltiples datos). Estas instrucciones actúan directamente sobre el procesador y se engloban dentro de un conjunto denominado "*SSE*" (streaming "*SIMD*" extensions). El proceso de vectorización consta de dos secuencias:

- Reorganizar el código y la estructura de datos para facilitar el manejo de chorros de partículas en vectores. En este sentido, se cambian las matrices de estructuras por estructuras de matrices.
- Escoger el compilador adecuado y las opciones de compilación que llamen a las instrucciones "SSE".

La reducción del tiempo de computación se consigue porque una vez modificada la estructura de datos, las operaciones sobre vectores de electrones son operaciones escalares. Cada instrucción "*SSE*" maneja múltiples partículas simultáneamente.

Estas técnicas fueron aplicadas al algoritmo "*DPM*" (Weng y cols. 2003) pero son aplicables a cualquier otro algoritmo.

En general, a cualquier código Monte Carlo le son aplicables técnicas de procesamiento paralelo.

3.4. Código "MCDOSE"

Este código está basado en "EGS4/PRESTA" y desarrollado en Stanford (Li y cols. 2000). Surgió como herramienta de planificación que consiguiera un menor tiempo de cálculo que el módulo "*DOSXYZ*" que calcula dosis absorbida en pacientes a partir de ficheros del espacio de las fases generados con "BEAM". "*MCDOSE*" tiene elementos similares a "*DOSXYZ*" en cuanto a que simulan el transporte de electrones y fotones en una geometría de maniquí 3D, los elementos de volumen en el maniquí pueden tener tamaño variable y el material en cada vóxel puede ser determinado por el usuario o derivado de los números *CT*. Existen una serie de avances en "*MCDOSE*" para reducir el tiempo de cálculo y permitir más versatilidad en la planificación.

 Se utilizan modelos avanzados de fuente múltiple como entrada para haces de fotones y de electrones.

- Los modificadores del haz están incluidos en la simulación sobre el paciente. En "DOSXYZ" hay que llamar a "BEAM" cada vez que se cambia algo antes del plano de definición del fichero del espacio de las fases. La inclusión de estas modificaciones en "MCDOSE" reduce los pasos de la simulación y la necesidad de almacenamiento de datos intermedios. En el caso de una de electrones, los únicos modificadores del haz que se han de incluir en un cálculo en paciente son los insertos y los bolus.
- Las técnicas de reducción de la varianza están modificadas, de tal modo que el tiempo de cálculo se reduce entre 10 y 30 veces. Esto incluye, por ejemplo, un análisis de qué electrones contribuyen poco a la dosis absorbida para utilizar con ellos el rechazo del alcance. También se reutilizan caminos electrónicos pregenerados en agua. Para el cálculo en paciente, longitud de paso y ángulo de dispersión múltiple se ponen a escala con los cocientes de poderes de frenado y de dispersión propios de la zona de cálculo.
- Se incluye el sistema de coordenadas de paciente.
- Se incluye la posibilidad de planificación inversa.
- Se pueden generar histogramas dosis-volumen.

3.5. Algoritmos "VMC", "XVMC", "VMC++"

El algoritmo "*VMC*" (Voxel Monte Carlo algorithm) nació para el cálculo de haces de electrones en paciente definido a partir de imágenes *CT* (Kawrakow y cols. 1996). Está basado en "EGS4" y reduce el tiempo de cálculo unas 35 veces con respecto a este código de propósito general por medio de simplificaciones y aproximaciones (siempre a usar con cuidado) en la descripción del transporte electrónico. Su extensión a haces de fotones se denominó "*XVMC*" (Kawrakow y Fippel 2000).

Una breve descripción de los elementos que contribuyen a reducir el tiempo de cálculo es la siguiente:

- Reducción del número de historias, utilizando la misma historia de un electrón en diferentes partes del paciente con diferente posición inicial y dirección.
- Máximo tamaño de paso para electrones de baja energía, lo cual reduce el número total medio de pasos por historia.
- Desprecio de la contribución de fotones durante la simulación Monte Carlo. Aplicable en materiales de *Z* bajo únicamente.

- Aproximaciones en la radiación de frenado. La dependencia de la sección eficaz de producción de radiación de frenado en la energía del fotón producido se simplifica a 1/k siendo k la energía de dicho fotón. Además, en realidad, la componente de fotones se añade como en los algoritmos de *"Pencil Beam"*. Los fotones producidos en paciente son descartados inmediatamente pero sirven para añadir fluctuaciones necesarias en la energía de los electrones.
- Aproximaciones en las secciones eficaces diferenciales de Møller. La producción de electrones secundarios se simplifica a $1/E'^2$ siendo E' la energía de salida del electrón lo que evita un cálculo de rechazo que consumiría más tiempo.
- Aproximación de la distribución de dispersión múltiple. Se simplifica la forma de la distribución para muestrear el ángulo de dispersión. Las dispersiones elásticas a gran ángulo quedan subestimadas, pero el tiempo de cálculo se reduce de manera notable.

El algoritmo es aplicable a pacientes con materiales de Z bajo y en el rango de 3 a 30 MeV. El tiempo de cálculo es análogo al de otros algoritmos de electrones que no usan Monte Carlo.

"VMC++" está parcialmente basado en "VMC" y "XVMC" pero incorpora mejoras en el modelado de los procesos físicos subyacentes, una técnica nueva "STOPS" (transporte simultáneo de conjuntos de partículas que tienen la misma energía pero no la misma posición, dirección, o peso estadístico) y el uso de secuencias de números cuasialeatorios para el transporte de fotones y electrones en vez de números pseudoaleatorios como se hacía en "VMC" (Figura 7). Esto hace el algoritmo 5 veces más veloz. Resuelve el problema del transporte electrónico en la anatomía del paciente muestreando los electrones a transportar en el espacio de las fases de salida, con la componente de electrones indirectos (al menos una interacción en el colimador) muestreada a partir de núcleos de dispersión en el colimador precalculados (Ebert y Hoban 1995a). Además el algoritmo de transporte electrónico en el paciente adopta la estrategia de *"random hinge"* que fue primeramente utilizada en "PENELOPE" y que se ha demostrado como la más estable en el tratamiento de las interfases.

Finalmente "*VMC*++" y un nuevo modelo de transporte electrónico en el cabezal (Fippel 2004) basado en el uso de un espacio de las fases de electrones multifuente, han dado lugar recientemente a la implementación comercial de un planificador Monte Carlo (Cygler y cols. 2004) válido para fotones y electrones ("*DCM*"), como se explica en la siguiente sección.

También existen en el presente algoritmos comerciales para fotones basados en *XVMC*, como los implementados en el planificador Monaco (Elekta-*CMS*) o en el iPlan (BrainLab).



Figura 7. Eficiencia relativa de un cálculo de electrones en función del generador de números aleatorios. Cuasialeatorios frente a pseudoaleatorios.

3.6. Código "ORANGE"

Otro código, para el cálculo de haces de radioterapia en pacientes a partir de espacios de fase pregenerados o generados a partir de medidas experimentales, es el "ORANGE" basado en "*MCNP*" (van der Zee y cols. 2005). A diferencia de otros códigos, *MCNP* incluye el transporte de neutrones. Se han utilizado tres estrategias en él para acelerar el código con respecto a su "padre" de propósito general:

- Reducir el tiempo que se tarda en el cruce de interfases, permitiéndose tan sólo vóxels rectangulares.
- Ordenar la lista de vóxels.
- Minimizar el número de veces que se añade una contribución a los resultados de dosis absorbida, utilizando un recurso denominado "estimador del tipo de colisión".

3.7. Uso de las unidades procesadoras de gráficos (GPU)

La arquitectura de las *GPU* (unidades procesadoras de gráficos) presentes en las tarjetas de video es apropiada para cálculos científicos de alto rendimiento. Se usan como aceleradores de cálculo dada su arquitectura paralela, algo que se puede aplicar también al cálculo de dosis absorbida, y en especial al cálculo basado en Monte Carlo (Zhou y cols. 2010). La tarea no está exenta de problemas porque es necesario resolver conflictos entre la naturaleza aleatoria del método *MC* y la arquitectura *GPU*. En particular, el ancho de banda de que dispone la memoria de las *GPU* ha de ser maximizado en su uso alterándose los patrones habituales de acceso a memoria. Bien utilizado, puede suponer una mejora en velocidad de unas diez veces con respecto al uso de procesadores estándar multiproceso con varios núcleos.

En la figura 8 se muestra como una GPU posee cientos de procesadores de bajo peso que pueden realizar tareas de manera simultánea. Se organizan de manera jerárquica, de tal modo que un total de MxN procesadores está compuesto por N multiprocesadores cada uno de los cuales tiene M núcleos. Cada núcleo en un multiprocesador tiene su propio archivo de registro y unidad de lógica aritmética, lo que le permite realizar un determinado trabajo de computación. Todos los núcleos de un multiprocesador comparten una unidad de memoria. Alcanzan su mejor comportamiento si los M siguen la misma secuencia de instrucciones. Esta organización se conoce como arquitectura SIMT (instrucción única multihilo).



Figura 8. Arquitectura *SIMT*, aplicada en la *GPU*. Se compone de *N* multiprocesadores con *M* núcleos por multiprocesador, los cuales trabajan compartiendo una unidad de memoria, y de manera óptima, si realizan una determinada secuencia de instrucciones (adaptada de Zhou y cols. 2010, con permiso).

4. Sistemas basados en Monte Carlo. Datos necesarios

Un sistema de planificación que calcule haces de electrones o fotones por el método de Monte Carlo ha de aunar el transporte de partículas en el cabezal y un algoritmo de cálculo en paciente que sea lo suficientemente eficiente. Básicamente, el cálculo consiste en una reconstrucción del espacio de las fases de la configuración del haz que se va a calcular y la utilización de dicho espacio para llevar a cabo el transporte de partículas en el paciente (conjunto de vóxeles). Para modelar los parámetros que rigen un modelo multifuente que permite reconstruir el espacio de las fases antes de incidir en paciente, hacen falta datos experimentales de la máquina en cuestión.

Los datos experimentales para configurar una unidad de tratamiento pueden ser los siguientes:

- Detalles geométricos de la unidad de tratamiento. Espesores, anchuras, formas, posiciones y materiales, desde la primera lámina dispersora o blanco hasta el último inserto de cerrobend. En los últimos años existen intentos por crear una base de datos común (IAEA 2005) para espacios de fase calculados por centros reconocidos antes de los modificadores del haz, lo que permitiría al usuario o fabricante descargar el correspondiente a la unidad en cuestión, sin necesitar de conocer exactamente geometría y materiales por encima de las mordazas de fotones o colimación secundaria.⁸
- Datos dosimétricos. Porcentajes de dosis absorbida en profundidad y perfiles en general. Más concretamente:

Caso de electrones. Para cada energía y aplicador:

- Perfiles en aire y en tejido con y sin aplicador y porcentajes de dosis absorbida en profundidad con y sin aplicador.
- Dosis absorbida de referencia.

Caso de fotones.

 Perfiles para campo grande (ej: 38 cm x 38 cm) a determinadas profundidades que permiten determinar la energía del haz de electrones que incide sobre el blanco.

En haces de electrones, los perfiles en aire y los porcentajes de dosis absorbida en profundidad sin aplicador son necesarios para modelar la fuente de electrones y para separar la influencia de los aplicadores en la dosis absorbida, aunque existen sistemas de planificación que no requieren medidas adicionales a las de un algoritmo de *"pencil beam"* (Fragoso y cols. 2008).

El vendedor "ajusta" la unidad de tratamiento (parámetros del modelo MC) hasta hacer coincidir los datos proporcionados con los calculados. Aunque dos

⁸ Web IAEA sobre base de datos con espacios de fase para radioterapia externa: http://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx

aceleradores lineales de electrones (*ALE*) sean de la misma marca y modelo siempre se diferencian en la energía del haz en la ventana de salida, debido al proceso de sintonización durante la aceptación del *ALE*. Si se tiene simulado un acelerador de referencia se puede tener un modelo del haz construido usando la información de una simulación exhaustiva del espacio de las fases. A la hora de realizar la aceptación de un nuevo planificador Monte Carlo basta con "ajustar" los parámetros del modelo que se haya utilizado para que seamos capaces de reconstruir el espacio de las fases propio del acelerador de cada centro. Tendremos esto asegurado cuando los cálculos reproduzcan las medidas hechas por el usuario durante el proceso de aceptación del planificador (Ma y cols. 1999a).

Un modelo multifuente puede comprimir los datos del espacio de las fases en un factor 1000. El fundamento del modelo multifuente radica en que las partículas que proceden de diferentes componentes de un acelerador tienen una energía y unas distribuciones angulares y espaciales significativamente distintas mientras que las que proceden de la misma componente tienen características similares. Cada componente se puede asimilar a una subfuente con su propio espectro y fluencia planar, las cuales se pueden derivar de un espacio de las fases exhaustivamente simulado. Cuando el modelo es usado en el cálculo de dosis absorbida, la energía incidente y la posición de la partícula se sortean a partir del espectro y fluencia de la subfuente guardados. La dirección se sortea sorteando la posición de la que la partícula sale en la fuente y en la que incide en el maniquí. De este modo, la correlación entre la posición de la partícula y su ángulo incidente es retenida de manera natural. No obstante, la introducción de un modelo multifuente siempre supone una cierta aproximación con respecto al espacio de las fases exhaustivo, por lo que ha de llevarse a cabo con cuidado.

Resumiendo, las funciones del modelo multifuente son dos:

- Reducir el tamaño de los ficheros del espacio de las fases de manera significativa. Cabe señalar que esta ventaja puede no ser tan importante en el futuro, dado que un espacio de las fases de 10⁸ partículas y optimizado en cuanto a tamaño (sin aplicar técnicas de compresión) puede tener en torno a 2,2 GB, tamaño que en estos momentos está ampliamente superado (100 GB o más) por los dispositivos de almacenamiento masivo (Sempau y cols. 2000).
- Hacer el proceso de aceptación del planificador tan simple como sea posible tratando de mantener la exactitud en el cálculo, en aquellas circunstancias que sean relevantes clínicamente. Esto último quiere decir que podemos prescindir de aquellas subfuentes que no tengan significación dosimétrica. Además, la forma de las subfuentes es puntual o una línea (un anillo generalmente) y la dependencia del modelo en información geométrica detallada es reducida.

4.1. Algoritmo "*DCM*" ("ONCENTRA", Theraplan Plus)

"DCM" se basa en el algoritmo *"VMC++"* para cálculo de dosis absorbida en 3D de haces de **electrones** y un modelo multifuente acoplado (Ahnesjö y cols. 2000; Traneus y cols. 2001) de transporte electrónico en el cabezal, que permite el cálculo del espacio de las fases que incide sobre el paciente.

En el modelado del haz presenta una serie de características:

- El espacio de las fases fuente describe el haz en un plano cerca de la segunda lámina dispersora y usa sólo cinco parámetros. Éstos, se obtienen de medidas en aire sin aplicador (perfiles en aire). El espectro se deriva a partir de porcentajes de dosis absorbida en profundidad para campo grande.
- El espacio de las fases salida, que describe el haz a la salida del último diafragma y que está dividido en una componente directa y otra dispersa.

Uno y otro espacio están acoplados por el transporte del primero hasta el segundo usando el modelo multifuente mencionado arriba y que define diferentes subfuentes en el espacio de las fases salida.

El módulo que calcula el espacio de las fases a la salida divide la fluencia incidente en tres componentes (Oncentra 2001):

- Electrones directos. Sin interacción con los elementos que coliman.
- Electrones indirectos. Que han interaccionado con los elementos que coliman.
- Fluencia de fotones procedentes del cabezal.

De este modo la magnitud que se calcula en paciente es la dosis absorbida relativa a la dosis absorbida de referencia, y se define así:

$$d(\vec{r}) = \frac{D_D(\vec{r})}{\Phi_0} + \frac{D_I(\vec{r})}{\Phi_0} + \frac{\Psi_0}{\Phi_0} \cdot \frac{D_B(\vec{r})}{\Psi_0}$$

- $\Phi_{\rm 0}{=}{\rm fluencia}$ de los electrones directos en el isocentro sin aplicador y máxima apertura de los colimadores.
- D_D = Componente de dosis absorbida de electrones directos.
- D_I =Componente de dosis absorbida de electrones indirectos.
- D_{R} = Componente de dosis absorbida de la radiación de frenado del cabezal.
- $\Psi_0 = \mbox{Fluencia}$ energética de referencia de la componente de dosis absorbida de fotones.

La relación de la dosis absorbida en el punto *r* con las unidades de monitor *M*, es:

$$\frac{D(\vec{r}\,)}{M} = \frac{\Phi_0}{M_0} \frac{1}{(1+b(A))} d(\vec{r}\,)$$

donde b(A) es la corrección por retrodispersión en las cámaras monitoras y es igual a 0 en un principio.

El cociente $\frac{\Phi_0}{M_0}$ es justo lo que se determina en la calibración del haz de tal modo que,

 $\frac{\Phi_0}{M_0} = \frac{\left(D/M\right)_{meas}^{calib}}{d(\vec{r}_{calib})}$ y hay uno por cada energía, siendo común para todos los

aplicadores, aunque hay opción de individualizar a cada aplicador.

De este modo *M* queda determinado a partir del cálculo en paciente si queremos que en el punto de normalización haya una dosis absorbida $D(\vec{r}_{norm})$.

Modelo de haz de electrones

Para el cálculo en el paciente, como ya hemos visto, no es necesario calcular cada vez el espacio de las fases a la salida del aplicador sino que se muestrea una descripción parametrizada de este espacio.

Espacio de las fases fuente

Dada una energía de electrones, este espacio es invariable y está definido poco después de la segunda lámina dispersora. El espectro de electrones es invariable lateralmente. La distribución espacial de los electrones depende de cinco parámetros, y es la siguiente, en función de la distancia perpendicular al eje:

$$\Phi_{s}(E,\theta,\theta_{\perp},s) \propto \varphi(E) \times e^{\frac{s^{2}}{\sigma_{s}^{2}}} \times e^{\frac{\theta_{\perp}+(\theta-\bar{\theta}_{s})^{2}}{\sigma_{\theta}^{2}(s)/\sqrt{2}}} \quad s \leq s_{\max}$$

$$\Phi_{s}(E,\theta,\theta_{\perp},s) = 0 \qquad s > s_{\max}$$
(1)

- σ_s Anchura lateral de la fluencia caracterizada por una gaussiana.
- $\bar{\theta}_s$ Ángulo medio expresado en función de s.
- $\sigma_{\theta}^2(s) = a bs$ Dispersión angular respecto de $\bar{\theta}_s$ para una distancia efectiva a la fuente z_{eff} . Aire + cámara + láminas.

• Dispersión angular modelada a través de dos ángulos θ y θ_{\perp} no correlacionados que son los ángulos de deflexión paralelo y ortogonal con respecto a la dirección radial (véase la figura 9).





El espectro de energía $\varphi(E)$ se calcula minimizando las diferencias entre porcentajes de dosis absorbida en profundidad medidos y calculados. El resultado son una serie de pesos en torno al valor de la energía nominal del haz.

En definitiva, los cinco parámetros que caracterizan la fuente de electrones son s_{max} , z_{eff} , σ_s , a y b y su ajuste se realiza ajustando perfiles en aire medidos para un conjunto de formas de campos definidas por las mordazas de fotones.

Esta "fuente" modelada se propaga por el sistema de colimación a través de un código *MC* específico que se centra en aquellos que van a llegar al espacio de salida.
Espacio de las fases a la salida

Ya hemos visto que las componentes en este espacio son electrones directos, electrones indirectos y fotones. Para los directos, la forma de la ecuación la tenemos en la ecuación (1) y sólo hay que adaptarla a las coordenadas x e y $(r = \sqrt{x^2 + y^2})$.

$$\Phi_D(E,\theta,\theta_{\perp},x,y) \propto \varphi(E) \times \varphi_{x,y}(x,y) \times e^{\frac{\theta_{\perp}^2 + (\theta - \theta_r(r))^2}{\sigma_{\theta}^2(r)/\sqrt{2}}}$$

donde se añade una fluencia $\varphi_{xy}(x, y)$ dada por la distribución de fluencia lateral en el plano de salida de los electrones directos (precalculada con la propagación). La dirección media también está dada por una distancia a la fuente efectiva que se hace función de r en este caso. Las funciones $z_{eff}(r)$ y $\sigma_{\theta}^2(r)$ también son salida de la propagación.

Los electrones indirectos se generan así: la información de los directos que interaccionaron con el aplicador durante la propagación es guardada para convolucionarla con unos núcleos de dispersión predefinidos que diferencian el borde exterior y el interior del aplicador. Cuando se introduce un inserto, los electrones directos se generan sólo en el agujero que deja y además los bordes del aplicador se sustituyen por una secuencia de bordes que definen el inserto. La fluencia que incide en el mismo se conoce porque se guarda mientras se generan los electrones directos en la propagación. Además, el material del inserto necesita un núcleo de dispersión específico, ya que es distinto de los materiales que definen los bordes del último diafragma.

En cuanto a los fotones, estos se modelan combinando la fórmula empírica para los generados en el cabezal (Sorcini y cols. 1996) con una forma gaussiana en su distribución lateral:

$$D_B(\vec{r}) = \left(e^{-\mu_p z} - v e^{-\mu_e z}\right) \times e^{\frac{r^2}{\sigma_B^2}}$$

donde los tres parámetros μ_p , μ_e y v dependen de la energía, y la anchura de la gaussiana se obtiene a partir de perfiles medidos más allá del alcance de los electrones. La dosis absorbida bajo bloque se basa en porcentajes de dosis absorbida en profundidad medidos bajo bloque (algo ya utilizado en los algoritmos *"pencil beam"*). Los fotones generados en paciente ya se tienen en cuenta en *"VMC++"*.

4.2. "eMC. Eclipse (Varian)"

El algoritmo "*eMC*" consta, al igual que "*DCM*", de dos partes:

- Un modelo del espacio de las fases del haz de electrones que describe los electrones que emergen del cabezal basado en datos precalculados para una máquina tipo y cuyos parámetros son ajustables a partir de los datos experimentales medidos para la máquina concreta.
- Transporte y deposición de dosis absorbida de los electrones en el paciente usando el algoritmo "*MMC*" que hemos visto en un apartado precedente.

Además, incorpora un prepocesado del paciente en esferas tal como se ha descrito que se realiza en términos de densidad másica generada a partir del n°*CT* de cada vóxel. Las esferas donde están precalculadas las funciones de distribución de probabilidad de los electrones emergentes son sólo de cinco materiales, aire, pulmón, agua, *PMMA* y hueso. Las esferas cuya densidad no está próxima a ninguna de las cinco consideradas, son tratadas como si unas veces fueran del material inmediatamente inferior y otras del inmediatamente superior, siendo este número de veces proporcional a la diferencia en densidades con ambos materiales.

Ding (Ding y cols. 2006) hace hincapié en que la dosis obtenida con los algoritmos MC es dosis absorbida en el medio y no en agua a diferencia de algunos algoritmos convencionales y esto es especialmente importante en haces de electrones donde habitualmente los cocientes de poderes de frenado agua-medio no son la unidad.

Además, establecen la necesidad de utilizar un suavizado de la distribución de dosis absorbida para mejorar el ruido estadístico y el tiempo de cálculo.

4.3. Código Peregrine

El primer código *MC* de planificación de tratamientos de radioterapia externa de fotones que llegó a ser comercial fue el código "PEREGRINE" (Hartmann Siantar y cols. 1994, 2001) desarrollado en el Lawrence Livermore Nacional Laboratory (California, USA) e inicialmente se implementó en el planificador comercial "CORVUS" (NOMOS Corporation, Sewickely, USA).



Figura 10. Esquema del código Peregrine.

Este código se alimenta del fichero del espacio de fases generado por el código "BEAM", ya descrito anteriormente, que modela todos los parámetros de la cabeza del acelerador independientes del tratamiento (véase la figura 10, extraída de la página Web de Peregrine). A partir de este punto, se modelan los diferentes componentes específicos de cada tratamiento, posición de los colimadores, cuñas, bloques, *MLC*, así como la columna de aire que separa la cabeza del acelerador de la superficie del paciente. El paciente se modela a partir de los cortes de *TC*. El sistema genera una matriz cúbica (voxelizada) de información de densidades y composiciones⁹ a lo largo de la cual se realizará el transporte de radiación (Hartmann Siantar y cols. 2001)¹⁰.

⁹ En realidad el TC nos da la densidad electrónica a partir del número Hounsfield. La composición se asigna a partir de datos conocidos previamente, de cada uno de los tejidos más comunes del cuerpo humano: músculo, tejido adiposo, hueso, pulmón, etc. Por ejemplo, en el caso del tejido adiposo, a partir del fichero de calibración de HU a densidad electrónica, se puede conocer en el cuerpo humano, si un píxel determinado es tejido adiposo y así conociendo que el tejido adiposo es 12% Hidrogeno, 64% Carbono, 1% Nitrogeno y 23% Oxigeno se asignaría esta composición en peso a ese determinado píxel. Este proceso realizado en una reconstrucción 3D nos daría la composición y densidad electrónica de cada vóxel.

¹⁰ En realidad la deposición de energía se hace en elementos esféricos centrados en cada vóxel y con un diámetro igual a la arista del vóxel, se denominan *dosels* y se emplean para mejorar la eficiencia del cálculo.

Este transporte se realiza utilizando para fotones el modelo de dispersión delta (Lux y Koblinger 1991) y para partículas cargadas un modelo de historia condensada clase II (Berger 1963) modelando las interacciones duras y la radiación de frenado como sucesos discretos a partir de una energía de corte especificada, empleando el método de Molière (Moliére 1947) tal como se implementa en el código "EGS4" para tener en cuenta la dispersión múltiple, utilizando el método "random hinge" desarrollado en "PENELOPE". Como técnicas de reducción de varianza, el sistema emplea tres técnicas que ya hemos visto pues las tenía implementadas "BEAM": el empleo múltiple de partículas de la fuente que sobreviven al transporte a lo largo de toda la cabeza del acelerador "source particle reuse", la finalización del transporte de electrones con un alcance en la aproximación de frenado continuo menores de 1/3 de la dimensión más pequeña del vóxel depositando toda su energía de forma aleatoria a lo largo de una línea recta de longitud igual a su alcance "range rejection", y la eliminación o multiplicación de fotones que estén fuera de la zona de cálculo de dosis absorbida en función de un sorteo (ruleta rusa) en el cual se asigna una probabilidad de 1/10 de que esos fotones que están fuera vuelvan a entrar en la zona de interés. Si el número aleatorio nos dice, para un fotón determinado, que éste se mueve hacia o entra en la zona de dosis absorbida (probabilidad 0,1), éste fotón se triplica y se continúa su transporte, si no se considera que el fotón sale de la geometría de cálculo y termina su historia "russian roulleting and splitting". Estas tres técnicas permiten mejorar la eficiencia del código en un factor del orden de 2-3 en función del tratamiento específico (3 veces menos de tiempo de cálculo para la misma incertidumbre estadística).

El número de historias necesarias para tener una buena reproducibilidad varía en función del tratamiento específico, pero suele ser del orden de decenas de millones de historias. En la figura 11, extraída de la página Web de Peregrine, se observa como mejora la reproducibilidad según se aumenta el número de historias hasta llegar a un límite en el cual un aumento posterior prácticamente no modifica la distribución de dosis absorbida.



Figura 11. Variación de la reproducibilidad en función del número de historias.

4.4. Resumen de desarrollos actuales

En la actualidad, la mayor parte de sistemas de planificación están desarrollando algoritmos *MC* para planificación de tratamientos. Además de los tres previamente citados, en el siguiente cuadro podemos ver un esquema de cuál es el algoritmo y en que se basa en función de la casa comercial de que se trate (Chetty y cols. 2007).

Empresa	Planificador	Algoritmo	Tipo Haz	Propósito	Modelado Cabezal	Cálculo en paciente
Nomos	Corvus	Peregrine	Fotones	RTG	BEAM + Modelo multifuente	Peregrine
Elekta (CMS)	Monaco	Monaco	Fotones	IMRT	VEF (Modelo multifuente)	XVMC
BrainLab	iPlan	МС	Fotones	SBRT	VEF (Modelo multifuente)	XVMC
Nucletron	Oncentra	DCM	Electrones		Modelo multi- fuente	VMC++
Varian	Eclipse	еMC	Electrones		Modelo multifuente	ММС
Philips	Pinnacle	Pinnacle <i>MC</i>	Electrones		Modelo multifuente	DPM

La mayor parte de estos desarrollos comerciales están en marcha o están a punto de estarlo, aunque por ejemplo Nomos ya no está vendiendo el algoritmo Peregrine en la actualidad.

5. Conclusiones, ventajas e inconvenientes de los algoritmos Monte Carlo

La ventaja fundamental y la razón de ser de los algoritmos *MC* aplicados al cálculo de distribuciones de dosis absorbida en planificación de tratamientos de radioterapia de haces de fotones y electrones, es su capacidad de calcular con exactitud distribuciones de dosis absorbida en situaciones muy complejas, donde el resto de algoritmos no son capaces de tener en cuenta todos los procesos físicos de importancia. En esencia, serán útiles para situaciones extremas de falta de equilibrio electrónico: cavidades aéreas y/o campos pequeños.

Otra ventaja fundamental, más genérica de los códigos *MC* empleados en transporte de la radiación, es que no solamente calculan dosis absorbida, sino que son capaces de calcular cualquier magnitud relacionada con el transporte de energía que nos sea de interés, como por ejemplo, espectros de frenado y núcleos de deposición de energía que luego son empleados por otros algoritmos, magnitudes dosimétricas para cálculo de dosis absorbida a partir de medidas ionométricas como cocientes de poderes de frenado, factores de perturbación de las cámaras, funciones de dosis radial y factores de anisotropía en braquiterapia y un largo etcétera. También son útiles, como herramienta de control de calidad, en situaciones donde las condiciones experimentales sean muy complejas. Asimismo, las simulaciones *MC* permiten aprender y comprender muchas características del transporte de la radiación, de tal forma que pueden ser empleados también para docencia.

La desventaja fundamental es el costo de computación, aunque dado el vertiginoso incremento de la potencia de cálculo, este problema será dentro de no demasiados años trivial. Como referencia, baste destacar solamente que un cálculo de dosis absorbida *MC* que hoy se realiza en 5 minutos con un hardware de algunos miles de euros (en "CORVUS 5"), hace unos años hubiese tardado semanas en un superordenador de decenas de millones de dólares.

Otra posible desventaja es que el sistema requiere de datos muy precisos de las máquinas de irradiación así como que dado que el sistema modela casi toda la física del transporte de la radiación y ésta es compleja, su comprensión así como sus indicaciones y limitaciones no son triviales de conocer y entender. Si el planificador elimina la dependencia de los detalles del cabezal es porque utiliza un modelo multifuente con parámetros libres a ajustar cuando se acepta el planificador, lo que vuelve a dejar el cálculo en manos de un ajuste basado en datos experimentales. De una forma o de otra, el trabajo experimental aumenta y ha de ser más cuidadoso si cabe.

En cuanto a la experiencia clínica del uso de algoritmos *MC*, esta es prácticamente nula.

Sin duda, los códigos MC se incorporarán cada vez más a la práctica clínica aunque como el resto de algoritmos estudiados debería ser empleado solamente en las situaciones donde el costo/beneficio (exactitud/(costo de computación+puesta en marcha+control de calidad)) sea razonable en relación con otros sistemas.

6. Referencias

- [1] AHNESJÖ A., TRANEUS E., ASELL M. (2000). Generation of phase space for electron beam Monte Carlo treatment planning. Radiother. Oncol. 56:S79.
- [2] BARÓ J., SEMPAU J.M., FERNANDEZ-VAREA J.M., SALVAT F. (1995). *PENELOPE:* an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl. Instr. and Meth. B100, 31-46.
- [3] BERGER M.J. (1963). Monte Carlo Calculation of the Penetration and Diffusion of Fast Charged Particles, in Methods in Computational Physics. Vol 1. (Academic, New York 1963) p 135.
- [4] BRIESTMEISTER J.F.(1997). *MNCP a general Monte Carlo Particle Transport Code*. Los Alamos National laboratory, Report N° LA-12625-M.
- [5] CHETTYI.J., CURRANB., CYGLERJ., DEMARCOJ., EZZELLG., FADDEGONB., KAWRAKOW I., KEAL P.J., LIU H., MA C.M., ROGERS D.W.O., SEUNTJENS J., SHEIKH-BAGHERI D., SIEBERS J.V. (2007). Report of the AAPM task group n°105: Issues associated with clinical implementation of Monte-Carlo photon and electron external beam treatment planning. Med. Phys. 34 (12), 4818-4853.
- [6] CYGLER J.E., DASKALOV G.M., CHAN G.H., DING G.X. (2004). Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning. Med. Phys. 31 (1), 142-153.
- [7] DING G.X., DUGGAM D.M., COFFEY C.W., SHOKRANI P., CYGLER E. (2006). First Macro Monte Carlo based commercial dose calculation module for electron beam treatment planning- new issues for clinical consideration. Phys. Med. Biol. (51), 2781-2799.
- [8] EBERT M.A., HOBAN P.W. (1995a). A model for electron beam applicator scatter. Med. Phys. 22, 1419-29.
- [9] EBERT M.A., HOBAN P.W. (1995b). A Monte Carlo investigation of electron beam applicator scatter. Med. Phys. 22, 1431-5.
- [10] FIPPEL M. (2004). Efficient particle transport simulation through beam modulating devices for Monte Carlo treatment planning. Med. Phys. May;31(5):1235-42.
- [11] FRAGOSO M., PILLAI S., SOLBERG T., CHETTY I. (2008). *Experimental verification and clinical implementation of a commercial Monte Carlo electron beam dose calculation algorithm*. Med. Phys. March; 35(3):1029-38.

- [12] FRANCESCON P., CAVEDON C., RECCANELLO S., CORA S. (2000). *Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to the Monte Carlo code BEAM*. Med. Phys. Jul;27(7):1579-87.
- [13] HARTMANN SIANTAR C.L., CHANDLER W.P., CHADWICK M.B., COX L.J., RATHKOPF J.A., RESLER D.A., SVATOS M.M., WHITE R.M. (1994) *PEREGRINE™: The All-Particle Monte Carlo Dose Calculation Code*. Med. Phys. 21 (6) p. 937.
- [14] HARTMANN SIANTAR C.L., WALLING R.S., DALY T.P., FADDEGON B., ALBRIGHT N., BERGSTROM P., BIELAJEW A.F., CHUANG C., GARRET D., HOUSE R.K., KNAPP D., WIECZOREK D.J., VERLEY L.J. (2001). Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom. Med. Phys. Jul;28(7):1322-37.
- [15] IAEA (2005). Phase space data for external beam radiotherapy. Summary report of a consultant's meeting. INDC (NCS) 0484. IAEA.
- [16] KAWRAKOW I., FIPPEL M. (2000). Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. Phys. Med. Biol. Aug;45(8):2163-83.
- [17] KAWRAKOW I., FIPPEL M., FRIEDRICH K. (1996). 3D electron dose calculation using a voxel based Monte Carlo algorithm. Med. Phys. 23 (4) 445-457.
- [18] KAPUR A., MA C.M., MOK E.D.C., FINDLEY D.O., BOYER A.L. (1998). *Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator*. Phys. Med. Biol. 43; 3479-3494.
- [19] KEALL P.J., HOBAN P.W. (1996). Super-Monte Carlo: a 3-D electron beam dose calculation algorithm. Med. Phys. Dec;23(12):2023-34.
- [20] LI J.S., PAWLICKIT., DENG J., JIANG S.B., MOK E., MA C.M. (2000). Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 45; 2969-2985.
- [21] LUX I., KOBLINGER L. (1991). *Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and photon calculation*. CRC Press, Boca Raton, p40.
- [22] MA C.M., MOK E., KAPUR A., PAWLICKI T., FINDLEY D., BRAIN S., FORSTER K., BOYER A.L. (1999a). *Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system*. Med. Phys. Oct;26(10):2133-43.
- [23] MA C.M., JIANG S.B. (1999b). *Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators*. Phys. Med. Biol. 44 R157-R189.

- [24] MACKIE T.R. (1990). *Applications of the Monte Carlo method in radiotherapy*. Dosimetry of ionizing radiation vol 3, (San Diego, CA: Academic) 541-620.
- [25] MOLIERE G.Z. (1947). Theorie der Streuung schneller geladener Teilchen I. Einzelstreuung and abgeschirinten Coulomb field Z. Naturforsch 2a 133-45.
- [26] NELSON W.R., HIRAYAMA H., ROGERS D.W.O. (1985). *The EGS4 code system. Stanford Linear Accelerator.* Center Report SLAC-265.
- [27] NEUENSCHWANDER H., MACKIE T.R., RECKWERDT P.J. (1995). *MMC-a high performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning*. Phys. Med. Biol. 40; 543-574.
- [28] ONCENTRA OTP 1.3 SP1 DC ALGORITHMS. (2001). Manual del sistema de planificación.
- [29] ROGERS D.W., BIELAJEW A.F. (1988). A comparison of EGS4 and ETRAN. Monte Carlo transport of electrons and Photons. Ed by T.M. Jemkins, W.R. Nelson and A. Rindi. Plenum Publishing Corporation N.Y. 323.
- [30] ROGERS D.W. (1991). The role of Monte Carlo simulation of electron transport in radiation dosimetry. Int. J. Appl. Radiat. Isot. 42; 965-74.
- [31] ROGERS D.W., FADDEGON B.A., DING G.X., MA C.M., WEI J., MACKIE T.R. (1995). *BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units*. Med. Phys. May;22(5):503-24.
- [32] SALVAT F., FERNANDEZ-VAREA J.M., ACOSTA E., SEMPAU J. (2001). Penélope a code system for monte carlo simulation of electrón and photon transport. NEA-OECD, París.
- [33] SEMPAU J., SÁNCHEZ REYES A., SALVAT F., OULAD BEN TAHAR H., JIANG S.B., FERNÁNDEZ-VAREA J.M. (2001). *DPM. A fast accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning calculations.* Phys. Med. Biol. 46; 1163-1186.
- [34] SEMPAU J., WILDERMAN S.J., BIELAJEW A.F. (2000). *DPM. A fast accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations.* Phys. Med. Biol. 45; 2263-2291.
- [35] SIEBERS J.V., KEALL P.J., NAHUM A.E., MOHAN R. (2000). Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. Phys. Med. Biol. 45: 983-995.
- [36] SORCINI B.B., HYÖDYNMAA S., BRAHME A. (1996). *The role of phantom and treatment head generated bremsstrahlung in high-energy electron beam dosimetry*. Phys. Med. Biol. 41: 2657-2677.

- [37] TRANEUS E., AHNESJÖ A., ASELL M. (2001). Application and verification of a coupled multi-source electron beam model for Monte Carlo based treatment planning. Proceedings of the 6th biennial ESTRO meeting on Physics for clinical radiotherapy. Sevilla. Spain.
- [38] UDALE M. (1988). A Monte Carlo investigation of surface doses for broad electron beams. Phys. Med. Biol. 33: 939-54.
- [39] VAN DER ZEE W., HOGENBIRCK A., VAN DER MARCK S.C. (2005).ORANGE: A Monte Carlo dose engine for radiotherapy. Phys. Med. Biol. 50: 625-641.
- [40] VERHAEGEN F., MUBATA C., PETTINGELL J., BIDMEAD A.M. (2001). Monte Carlo calculation of output factors for circular, rectangular and square fields of electron accelerators (6-20 MeV). Med. Phys. Jun;28(6):938-49.
- [41] VAN DYK J. (2005). *The Modern Technology of Radiation Oncology*. Volume 2. Medical Physics Publishing.
- [42] WENG X., YAN Y., SHU H., WANG J., JIANG S.B., LUO L. (2003). A vectorized Monte Carlo code for radiotherapy treatment planning dose calculation. Phys. Med. Biol. 48 (7) N111-20.
- [43] ZHANG G.G., ROGERS D.W.O., CYGLER J.E., MACKIE T.R. (1999). *Monte Carlo investigation of electron beam output factors versus size of square cut-out*. Med. Phys. 26 (5): 743-750.
- [44] ZHOU B., YU C.X., CHEN D.Z., HU X.S. (2010). GPU-accelerated Monte Carlo convolution/superposition implementation for dose calculation. Med. Phys. Nov;37(11):5593-603.

Tema 7:

Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Cálculo manual de unidades de monitor (UM). Parámetros involucrados

Alejandro García Romero

Cálculo de dosis absorbida en haces de electrones. Cálculo manual de unidades de monitor (UM). Parámetros involucrados

Alejandro García Romero Servicio de Física y PR Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza agarciarom@salud.aragon.es

1. Cálculo manual de UM

Tal y como se va a tratar detalladamente en el tema 8 en el caso de haces de fotones, establecer una metodolología para el cálculo de UM en los haces usados en radioterapia es hoy en día tarea fundamental tanto para que puedan llevarse a cabo verificaciones paralelas de tratamientos entregados por un sistema de planificación, como para la comprensión de la manera en que estos sistemas calculan. Los haces de electrones, aunque menos usados hoy día en la práctica clínica, tienen una serie de peculiaridades y parámetros involucrados que se describen en el presente tema y cuyas propiedades difieren de aquellos propios de los haces de fotones.

Se van a definir a continuación una serie de factores utilizados en la medida de haces de electrones y en los cálculos manuales de unidades de monitor. Usando todos estos factores es posible partir de la dosis absorbida por unidad de monitor para una sola energía y aplicador a la profundidad de referencia, y relacionarla con el resto de situaciones de tratamiento, es decir, pasar de una situación de referencia (calibración) a una de tratamiento. La profundidad de referencia suele ser la del máximo, donde tradicionalmente se han venido midiendo todos los factores involucrados en el cálculo de UM. Desde la introducción de nuevos protocolos de dosimetría (IAEA 2000), se recomiendan otras profundidades de calibración para los haces de electrones (dosis absorbida por unidad de monitor en condiciones de referencia). El resto de factores se definirán a la profundidad del máximo lo que obliga a trasladar la calibración a esta profundidad con el porcentaje de dosis absorbida en profundidad de la energía correspondiente antes de poder aplicarlos, si bien es posible definir el mismo conjunto coherente de factores siendo referidos todos a la profundidad de referencia.

1.1. Distancia fuente-superficie no estándar

Como ya se ha visto en módulos anteriores, los electrones suministrados por un acelerador, atraviesan las láminas dispersoras y las cámaras monitoras, sufriendo interacciones tanto en la columna de aire como en las paredes del sistema de colimación del haz, produciéndose múltiples dispersiones hasta llegar a la superficie del paciente o maniquí de medida, de forma que el haz tiene una geometría ancha, aunque sin embargo se puede asociar a que emanan de una fuente. La ICRU en su informe nº 35 (ICRU 1984) define la fuente efectiva extensa, como aquella que colocada en el vacío a distancia fuente-superficie efectiva de la superficie del maniquí, produce exactamente la misma distribución de la fluencia de electrones en la superficie del maniquí que la fuente real.

En la práctica clínica es más conveniente describir la fuente como una fuente puntual mediante la cual se pueda aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia, tal como queda reflejado en el tema 2 del volumen 3 de la presente colección. La fuente puntual descrita en dicho módulo se puede obtener por dos métodos diferentes que caracterizan la disminución de dosis absorbida al incrementar la distancia entre el final del colimador y la superficie del maniquí (hueco de aire): fuente puntual efectiva y fuente puntual virtual¹.

1.1.1. Fuente puntual efectiva

La disminución de dosis absorbida se caracteriza por un factor que se identifica con el inverso del cuadrado de la distancia desde un punto o fuente efectiva. Teóricamente, la disminución de la dosis absorbida no sigue una ley del inverso del cuadrado, pero se puede encontrar un punto para el cual se obtenga el mejor ajuste de los datos experimentales.

Para la obtención de la fuente puntual efectiva para una energía y un aplicador dado, Khan (Khan y cols. 1978, 1994), propone realizar una serie de medidas en maniquí a la profundidad del máximo y en el eje del haz en función del hueco (gap) de aire entre el final del aplicador y la superficie del maniquí. Si Q_0 es la carga de ionización medida con un hueco de espesor nulo y Q_g es la lectura con un hueco de espesor g y asumiendo la existencia del inverso del cuadrado de la distancia:

$$\frac{Q_0}{Q_g} = \frac{\left(SSD_{ef} + d + g\right)^2}{\left(SSD_{ef} + d\right)^2}$$

siendo $SSD_{ef'}$ la distancia fuente-superficie efectiva y d la profundidad de medida.

¹ Hay autores (ICRU 1984; Mayles y cols. 2007; SEFM 2012) que definen las dos fuentes llamando virtual a la que aquí se denomina efectiva y virtual a la indicada en el párrafo precedente.

La expresión puede rescribirse como:

$$\left(\frac{Q_0}{Q_g}\right)^{1/2} = \frac{g}{\left(SSD_{ef} + d\right)} + 1$$

Si se representa $(Q_0/Q_s)^{1/2}$ en función de g se obtiene una recta con pendiente $m = 1/(SSD_{ef} + d)$ y la distancia fuente-superficie efectiva es $SSD_{ef} = (1/m) - d$.

Una vez obtenida SSD_{ef} a partir de medidas en el máximo, esta no varía significativamente con la profundidad de medida, de forma que la distribución de dosis absorbida en profundidad se puede corregir por la misma SSD_{ef} .

1.1.2. Fuente puntual virtual

La disminución de dosis absorbida se caracteriza por un factor que se identifica con el inverso del cuadrado de la distancia desde la posición de la fuente efectiva, y un factor hueco que tiene en cuenta la distancia entre el final del colimador y la superficie del maniquí.

En la práctica clínica, es necesario con cierta frecuencia, realizar tratamientos con distancia fuente-superficie diferente a la estándar. Esto trae consigo una variación en el valor de la dosis absorbida de referencia en el máximo, pequeñas modificaciones en la distribución de dosis absorbida en profundidad, y variaciones en las penumbras.

La fuente puntual virtual se encuentra en el punto más próximo a la intersección de las retroproyecciones de las direcciones medias de movimiento de los electrones que pasan por un plano perpendicular al eje central en el isocentro (Williams y Thwaites 1993). Es útil para predecir la divergencia del haz a distintas distancias fuente-superficie, pero necesita un factor añadido para corregir la salida del haz que tenga en cuenta la dispersión en el colimador y en el aire, es decir, desviaciones del comportamiento de acuerdo con la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Este factor puede ser mayor o menor de la unidad dependiendo del diseño del colimador, energía de los electrones, tamaño de campo y hueco de aire. La expresión que modifica la dosis absorbida en el máximo la veremos a continuación.

1.1.3. Corrección de la dosis absorbida de referencia en el máximo

Se define el factor de corrección como la relación entre la dosis absorbida en el máximo a la distancia fuente-superficie nominal *SSD* y la dosis absorbida en el máximo a otra distancia fuente-superficie. Para obtener este factor se puede utilizar el método de la *SSD* efectiva o el de la *SSD* virtual. La dosis absorbida D'_{max} a una distancia fuente-superficie SSD' se puede obtener a partir de la dosis absorbida D_{max} a SSD nominal mediante:

SSD efectiva:
$$D'_{\text{max}} = D_{\text{max}} \frac{(SSD_{ef} + d_{\text{max}})^2}{(SSD_{ef} + g + d_{\text{max}})^2}$$

SSD virtual:
$$D'_{\max} = D_{\max} \frac{\left(SSD_{vir} + d_{\max}\right)^2}{\left(SSD_{vir} + g + d_{\max}\right)^2} f_{air}$$

siendo f_{air} el factor de corrección por el espesor del hueco del aire.

Si la calibración se realiza con un hueco definido g_0 , a la hora de corregir la salida del haz por un cambio de distancia fuente-superficie se entenderá el parámetro g, como: $SSD_{tratamiento} - SSD_{calibración}$.

Corrección de la distribución de dosis absorbida en profundidad

El aumento de la distancia fuente-superficie trae consigo una pequeña variación en los porcentajes de dosis absorbida en profundidad. En las condiciones de tratamiento en las que la dosis absorbida de referencia en el máximo cambia con la distancia fuente-superficie efectiva según la ley del inverso del cuadrado de la distancia, la distribución de dosis absorbida en profundidad puede calcularse mediante:

$$\%DD(d,SSD,g) = \%DD(d,SSD,0) \times \frac{\left[(SSD_{ef} + d)/(SSD_{ef} + g + d)\right]^{2}}{\left[(SSD_{ef} + d_{max})/(SSD_{ef} + g + d_{max})\right]^{2}}$$

si bien esta expresión no tiene en cuenta la variación en la componente dispersa procedente del aplicador al variar la distancia fuente-superficie, por lo que es una aproximación.

1.2. Factores de correción en función del aplicador, la energía y la tasa

1.2.1. Factores de aplicador y de energía

Cada aplicador y energía de electrones se puede caracterizar como una unidad independiente a la hora de realizar los cálculos. Esto quiere decir que podría partirse de una dosis absorbida por unidad de monitor para cada combinación y realizar así el cálculo de manera independiente. Sin embargo, ocurre que bajo ciertas premisas se pueden establecer unas condiciones de referencia eligiendo un aplicador y una energía determinados y relacionar con ellas todas las demás posibilidades, de acuerdo con las definiciones que se muestran a continuación.

Factor de aplicador del haz de electrones $F_{aplicador}$, definido para cada energía E, como la relación entre la dosis absorbida medida en el eje central a la profundidad del máximo para el aplicador "*apl*", y la dosis absorbida medida para el aplicador de referencia, apl_{ref} .

$$F_{aplicador}(E, apl, z_{\max}) = \frac{D(E, apl, z_{\max})}{D(E, apl_{ref}, z_{\max})}$$

Este factor tiene en cuenta la diferente dispersión de los electrones por el hecho de cambiar el aplicador. Los electrones se dispersan en las mandíbulas de fotones (colimación secundaria) y en las distintas estructuras del aplicador, como ha sido analizado en un tema anterior. Estas componentes son diferentes en función del diseño del aplicador.

Factor de energía del haz de electrones $F_{E'}$ definido como la relación entre la dosis absorbida medida en el eje central a la profundidad del máximo para el aplicador del que se trate, Apl, y energía E, y la dosis absorbida medida para el resto de las energías, manteniendo las mismas condiciones geométricas de aplicador y a la energía de referencia E_{ref} .

$$F_{E}(E, apl_{ref}, z_{\max}) = \frac{D(E, apl, z_{\max})}{D(E_{ref}, apl, z_{\max})}$$

1.2.2. Factor tasa

Los electrones pueden utilizarse a distintas tasas (por ejemplo 300 o 900 UM/min) para ser utilizados en distintas técnicas de tratamiento. La respuesta de las cámaras monitoras difiere de una situación a otra y esto puede ser corregido a través de la introducción de un factor tasa que compensa por este efecto, definido como el cociente entre la dosis absorbida en condiciones de referencia para la tasa a corregir y la dosis absorbida en condiciones de referencia para la tasa de referencia.

1.3. Factores de corrección en función del tamaño del haz. Factores de campo

En la práctica clínica, las formas de los tamaños de campo de los haces de electrones suministrados por un acelerador lineal de uso médico, deben adecuarse a la forma y tamaño específico para cada paciente.

Esto se puede obtener desde el cabezal hasta la superficie del paciente mediante:

- la posición de las mordazas (X,Y) de delimitación del campo,
- el sistema terciario de colimación para electrones,
- bloques de protección con la forma irregular deseada, fabricados con aleación de bajo punto de fusión, insertados en el sistema secundario de colimación.

En la actualidad hay cuatro tipos principales de sistemas de colimación de los haces de electrones:

- Colimadores variables, de forma que se puede ajustar el tamaño de campo a cualquier tamaño rectangular entre un mínimo (3 cm x 3 cm o 4 cm x 4 cm) y un máximo (30 cm x 30 cm), adecuando la posición de cada par de mordazas del colimador (Figura 1).
- Conjunto de aplicadores (circulares y/o cuadrados) cada uno de los cuales tiene un tamaño fijo, de forma que para cubrir los tamaños y formas usados en la práctica clínica, se pueden incluir unos insertos colocados en el extremo final del aplicador.
- Colimadores multilámina. Empiezan a usarse para conformar haces de electrones. Pueden usarse los mismos que para fotones o diseños propios más cerca del paciente.
- Colimación en piel. Totalmente en desuso, es desaconsejable por las sobredosificaciones que produce.





La versatilidad que ofrece un acelerador tanto en energías de los electrones como en colimadores y aplicadores, permite seleccionar una energía y un aplicador, o apertura de campo, como referencia, y relacionar con ellos el resto de posibles combinaciones.

La dosis absorbida en el eje del haz y a la profundidad del máximo $z_{max'}$ depende mucho del tipo y sistema de colimación que utilice el acelerador así como de la energía del haz. La dosis absorbida aumenta al aumentar el tamaño de campo, debido al incremento de dispersión producida tanto en el colimador como en el maniquí. El efecto del tamaño de campo en la dosis absorbida y en la distribución de dosis absorbida en el eje central, debida a la dispersión en maniquí comienza a ser significativa cuando la distancia entre el punto de medida y el límite del haz es menor que el alcance de los electrones dispersados lateralmente. Cuando el tamaño de campo se reduce por debajo del requerido para la existencia de equilibrio lateral, la dosis absorbida relativa decrece rápidamente y el máximo de dosis absorbida se acerca a la superficie.

En la figura 2 se aprecia la diferencia entre la variación del tamaño de campo para haces de electrones y de fotones. En el caso de los electrones esta variación es mínima a partir de un tamaño crítico relacionado con el equilibrio lateral, mientras que en el caso de fotones la variación siempre es significativa con el cambio de tamaño. A la hora de calcular el cuadrado equivalente de un campo de electrones, fórmulas como la de Sterling (véase el tema 8 del presente volumen) dejan de ser válidas. El cuadrado equivalente de un campo 3 cm x 10 cm de 9 MeV, por ejemplo, está mucho más cerca del 3 cm x 3 cm que del 10 cm x 10 cm, dada la gran influencia de los bordes cercanos al aplicador. La fórmula de Sterling nos daría en este caso 4,6 cm mientras que una integración por sectores como las que se exponen más adelante nos daría una equivalencia a 3,6 cm.



Figura 2. Factores de campo de electrones comparados con los de fotones, normalizados a un tamaño de 25 cm x 25 cm.

La variación con el tamaño de campo se expresa mediante un factor de campo ("*output factor*" *OF*), definido como la relación entre la dosis absorbida medida en el eje central a la profundidad del máximo para un tamaño y forma de campo, a la obtenida en las mismas condiciones de energía y aplicador para el campo de referencia, de acuerdo con:

$$OF(Campo, E, Aplicador) = \frac{D(E, Aplicador, z_{max_campo}, r)}{D(E, Aplicador, z_{max_campo_ref}, r_{ref})}$$

donde *r* representa el campo y z_{max_campo} es la profundidad del máximo para ese campo (Bjork y cols. 2004).

La determinación de los factores de campo de haces de electrones obtenidos mediante aceleradores lineales de uso médico, para cualquier tamaño y forma de campo a partir de medidas realizadas para unos campos determinados, ha sido estudiada por diferentes autores (Jursinic y Mueller 1997; Johns y Cunningham 1983; Khan y cols. 1998; Khan y Higgins 1999) a fin de obtener el campo equivalente (según las medidas que se tengan realizadas) a uno de tratamiento dado. A continuación se describen diferentes métodos de obtención de estos factores en función del sistema de colimación secundario, teniendo en cuenta que a efectos prácticos puede usarse un factor de inserto o de campo diferente al *OF* definido más arriba, en el cual la profundidad de medida no varía en función del campo. Dado un sistema de colimación, se obtendrá *OF* por el método que sea más apropiado para usarlo luego en el cálculo manual de unidades de monitor, teniendo en cuenta a la hora de calcularlas la diferencia entre profundidades del máximo para diferentes campos si fuera necesario (Bjork y cols. 2004). En adelante, en este tema, al referirnos a factores de campo para haces de electrones degradados (campos pequeños) se entenderá que la profundidad de medida es fija.

1.3.1. Colimador variable

Dependiendo de los datos experimentales de los que se parte se pueden utilizar los siguientes métodos (Mills y cols. 1985):

Método 1. Método del cuadrado equivalente. Válido cuando se usan campos rectangulares de un sistema de colimación en el que los bordes que conforman el campo están todos a la misma distancia del foco. Se basa en los factores de campo OF(X,X) medidos en función del tamaño de campo para campos cuadrados, relativos a un campo de referencia $(X_{ref} = 10 \text{ cm}, Y_{ref} = 10 \text{ cm})$, de forma que $OF(X_{ref}, Y_{ref}) = 1$. Los valores así obtenidos se pueden tabular o bien ajustar en función del valor del lado del tamaño de campo cuadrado, a una función polinómica de orden requerido para un buen ajuste de los datos experimentales.

$$OF(X,X) = A_0 + A_1X + A_2X^2 + A_3X^3 + \dots + A_iX^i$$

El factor de campo OF(X, Y) para un tamaño de campo (X, Y), se obtiene mediante la raíz cuadrada del producto de los factores de campo OF(X, X)y OF(Y, Y) correspondiente a los cuadrados equivalentes (X, X) y (Y, Y) para cada una de las mordazas, bien por interpolación a partir de la tabla de factores tabulada en función del lado del campo cuadrado, o bien mediante el valor de la función polinómica de ajuste correspondiente a cada uno de las dimensiones del campo:

$$OF(X,Y) = [OF(X,X) \times OF(Y,Y)]^{1/2}$$

Método 2. Método unidimensional (1D). Apropiado para su uso en colimadores variables. Este método se basa en el ajuste del factor de campo en función de la longitud de una de las mordazas dejando la apertura de la otra fija a X_{ref} o Y_{ref} . relativos a un campo de referencia $(X_{ref} = 10 \text{ cm}, Y_{ref} = 10 \text{ cm})$.

Así se obtienen dos conjuntos de valores, uno:

- $OF(X_{ref}, Y)$ dejando fija la mordaza $X(X=X_{ref})$ y variando la mordaza Y desde el campo más pequeño hasta el más grande, y otro:
- $OF(X, Y_{ref})$ dejando fija la mordaza $Y(Y=Y_{ref})$ y variando la mordaza X desde el campo más pequeño hasta el más grande.

Al igual que en el método del cuadrado equivalente, estos datos se pueden tener bien tabulados o ajustados a funciones polinómicas en función del valor de la apertura de la mordaza. En estas condiciones, el factor de campo OF(X, Y) para un tamaño de campo (X, Y) será el producto de ambos:

$$OF(X,Y) = OF(X, Y_{ref} = 10 \ cm) \times OF(X_{ref} = 10 \ cm, Y)$$

De los valores de factor de campo medidos para diferentes tamaños de campo se observa que la posición de los colimadores *X* e *Y* afectan de forma distinta, así por ejemplo el factor de campo para un campo 10 cm x 30 cm es diferente al de un campo 30 cm x 10 cm.

Dado que en el método unidimensional, las medidas del factor de campo reflejan la diferencia en dispersión por la posición de los colimadores X e Y se puede esperar que exista una buena correlación entre los valores calculados y medidos.

Ambos métodos, presentan problemas para ajustar los datos para campos rectangulares grandes, de forma que el método del cuadrado equivalente sobreestima y el método unidimensional subestima los valores calculados frente a los medidos.

Para un mejor ajuste, el método unidimensional se modifica para tener encuentra un factor de corrección debido a las diferencias que hay entre la cantidad de superficie de las mandíbulas capaz de producir electrones dispersos, para el tamaño de campo de interés clínico, y los tamaños de campo utilizados para la obtención de las medidas. Esto trae consigo modificar la última expresión obtenida, añadiendo un término CF(X, Y) que contemple esto:

$$OF(X,Y) = OF(X,10\ cm) \times OF(10\ cm,Y) + CF(X,Y)$$

siendo,

$$CF(X,Y) = 0 \qquad si \Delta < 0$$

$$CF(X,Y) = C \times \Delta \quad si \Delta > 0$$

con,

$$\Delta = \left[\frac{(X - 10 \ cm)(Y - 10 \ cm)}{|(X - 10 \ cm)(Y - 10 \ cm)|^{1/2}} \right]$$

El factor C se obtiene mediante ajuste lineal a una recta para cada energía.

Como queda de manifiesto, estos dos métodos contemplan sólo los casos en que las formas de los campos sean rectangulares, no siendo ya válidos para haces delimitados por las mordazas del colimador variable con bloques de aleación o plomo, para conseguir formas irregulares.

1.3.2. Aplicadores fijos. Insertos de forma irregular

Los aplicadores fijos tienen una apertura de campo fija, de modo que solo sería necesario disponer del factor de campo de cada aplicador referido a un aplicador y energía de referencia.

Sin embargo, como se ha mencionado anteriormente, en la práctica clínica, las formas de los tamaños de campo de los haces de electrones suministrados por un acelerador lineal de uso médico, deben adecuarse a la forma y tamaño específico para cada paciente. Esto se consigue realizando insertos de aleación de bajo punto de fusión, con la forma específica del volumen que se quiere irradiar. Estos insertos se colocan en la parte final de los aplicadores y tienen un espesor optimizado para frenar los electrones y no producir excesiva radiación de frenado.

En estos casos, dada la forma irregular que puede adquirir el haz, ya no son válidos los métodos de estimación del factor de campo descritos anteriormente. Vamos a analizar la definición del factor de campo y diferentes métodos para obtenerlo. Factor de campo en función de la forma del inserto del aplicador del haz de electrones $OF_{Ins'}$ definido para cada energía E y aplicador, como la relación entre la dosis absorbida medida en el eje central a la profundidad del máximo para cada aplicador apl, energía E e inserto $r_{Ins'}$ y la dosis absorbida medida para la misma energía y aplicador pero sin inserto:

$$OF_{lns}(E, Apl, z_{max}, r_{lns}) = \frac{D(E, apl, z_{max}, r_{lns})}{D(E, apl, z_{max}, r_{ab})}$$

Varios autores han desarrollado diferentes métodos para predecir el valor del factor de campo en función de la geometría del campo irradiado. Estos métodos se basan en representar la forma del haz como suma de sectores circulares de diferentes radios que cubren todo la forma del haz, de modo que el factor de campo es la suma ponderada de las contribuciones al factor de campo de cada uno de los sectores. A continuación, se describen tres métodos propuestos.

Método 1. En (Jursinic y Mueller 1997) se propone el siguiente método: medir los factores de campo $OF(E, apl, z_{max}, n)$ a la profundidad del máximo, para cada energía *E*, aplicador y haces circulares de electrones, formados por insertos de aleación, de diferentes radios r_i . Los valores obtenidos se normalizan al valor obtenido para el aplicador sin inserto, cuyo radio promedio se puede valorar mediante la expresión $r_{prom} = 0,561 * S$. siendo *S* la dimensión del aplicador en el caso de tratarse de aplicadores cuadrados (si son circulares $r_{prom} = r_{aplic}$), y se ajustan a una función polinómica que describe el factor de campo en función del radio del inserto para cada energía, distancia fuente-superficie y aplicador utilizado. En estas condiciones, el factor de campo para un energía *E*, aplicador y forma arbitraria del inserto se puede obtener mediante la expresión:

$$OF(E, apl, z_{\max}, inserto) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} OF(E, apl, z_{\max}, r_i) = \frac{1}{2\pi} \sum_{i} \Delta\theta \times OF(E, apl, z_{\max}, r_i)$$

Para ello la forma geométrica irregular del inserto se divide en N sectores circulares, igualmente espaciados, de radio r_i desde el centro del campo. En definitiva es una suma de contribuciones de cada sector igualmente espaciado del haz, siendo similar al método de Clarkson utilizado para haces de fotones de forma irregular.

En la tabla 1 (Jursinic y Mueller 1997) se muestra una comparación de la diferencia en % entre los valores medidos y calculados de los factores de campo, por diferentes métodos y según diferentes autores (las letras indican los autores referenciados en el pie de tabla). Los métodos mencionados en el apartado de aplicadores variables pueden usarse en el caso de insertos de aleación siempre que mantengan una geometría rectangular o cuadrada.

De los resultados expresados en la tabla se deduce que la integración por sectores presenta los mejores resultados y además permite calcular factores de campo de insertos irregulares de manera rápida y a partir de una tabla medida para cada aplicador y energía.

Método de cálculo	Diferencia en%		
Cuadrado equivalente	$\leq \pm 2,7 \text{ a}), \leq \pm 5,9 \text{ b}), \leq \pm 3 \text{ c})$		
Raíz cuadrada	$\leq \pm 3 \text{ d}$), $\leq \pm 2,3 \text{ e}$), $\leq \pm 4,6 \text{ b}$), $\leq \pm 3 \text{ f}$)		
Unidimensional	$\leq \pm 3$ d). $\leq \pm 2$ e), $\leq \pm 2,1$ b)		
"Pencil beam"	$\leq \pm 2,7 \text{ g}) \leq \pm 2 \text{ h}$		
Integración de sectores	$\leq \pm 3 i) \leq \pm 1,5 j), \leq \pm 1 k)$		

Tabla 1. Diferencia en % entre los valores medidos y calculados de los factores de campo, obtenidos por diferentes métodos y autores. a) Nair y cols. 1983, b) Rashid y cols. 1990, c) Al-Ghazi y Tavaras 1993, d) Mills y cols. 1985, e) McParland 1987, f) Niroomand 1989, g) Bruinvis y cols. 1983; Bruinvis y Mathol 1988, h) McParland 1989, i) Jones y cols.1990, j) Wu y cols.1987, k) Jursinic y Mueller 1997.

Método 2. La expresión anterior y todos los métodos utilizados para colimador variable, dependen de la distancia fuente-superficie, debiéndose generar tablas de factores de campo si se quieren calcular campos rectangulares o irregulares a diferentes distancias fuente-superficie. En (Choi y cols. 2000), se modifica esta expresión, para extenderla a diferentes distancias fuente-superficie efectiva SSD_{ef} introduciendo un factor de corrección en función de la SSD_{ef} y el hueco de aire (gap) definido como $SSD_{tratamiento} - SSD_{calibración}$.

$$OF(E, SSD, apl, r_i) = \frac{1}{2\pi} \sum_{i} \theta_i \times OF(E, SSD = 100.apl, r_i) \\ \times \left(\frac{SSD_{ef}(E, apl, r_i) + d_{ref}(E)}{SSD_{ef}(E, apl, r_i) + d_{ref}(E) + gap} \right)^2$$

siendo:

 $OF(E, SSD = 100 \ cm, apl, r_i) = \sum_{j=0}^{4} c_j r_i^j$ el factor de campo ajustado a una función polinómica en función del radio r_i del inserto, y

 $SSD_{ef}(E, apl, n) = \sum_{j=0}^{4} v_j r_i^j$, la distancia fuente-superficie efectiva para un inserto de radio r_i ajustada a una función polinómica, ajuste que puede dar lugar a aproximaciones de hasta 3 cm.

De la expresión de OF en este caso, se deduce que no se puede utilizar la distancia fuente-superficie efectiva, medida con aplicador abierto, cuando se aleja un paciente, sino que es necesario utilizar valores de SSD_{ef} que dependan del inserto circular. Por tanto, este tipo de cálculo exige medir OF y SSD_{ef} para cada inserto circular. Los mismos autores (Choi y cols. 2003) modificaron una vez más la expresión para adaptarla al cálculo del OF a partir de este modelo teórico para cualquier campo irregular y para cualquier punto del eje central (no sólo el de referencia), de tal manera que pueden predecirse los porcentajes de dosis absorbida en profundidad de los campos irregulares.

Método 3. Khan (Khan y cols. 1998) propone otro método de cálculo de unidades monitor que permite calcular factores de inserto para puntos a cualquier profundidad. Está basado en una función llamada relación de acumulación lateral ("lateral build-up ratio") (*LBR*) definido como la relación entre la dosis absorbida en un punto en profundidad para un campo circular, y la dosis absorbida en el mismo punto para un haz ancho, manteniéndose la misma fluencia incidente. La variación de la fluencia incidente para el campo obtenido con el inserto y para el campo abierto del aplicador, se valora de forma separada.



%DD 21 MeV normalizados en sup

Figura 3. Porcentajes de dosis en profundidad (21 MeV, aplicador 15 cm), normalizados en superficie para diferentes tamaños de inserto. La función *LBR* se construye a partir de ellos dividiendo en cada profundidad, el *PDP* del campo correspondiente al radio *R* por el *PDP* del campo abierto.

El valor de la relación de acumulación lateral (*LBR*), en un punto de un campo de radio *R*, definido en superficie, a la profundidad *z* y energía incidente *E*, está dado por:

$$LBR(R,z,E) = \frac{D(R,z,E)}{D(R_{\infty},z),E} \frac{\phi_i(R_{\infty},E)}{\phi_i(R,E)}$$

siendo D la dosis absorbida, ϕ la fluencia incidente en la superficie del maniquí y R_{∞} el radio del campo ancho que asegure equilibrio lateral. Se asume que la fluencia de electrones incidente es uniforme tanto en tasa como en energía en los límites del haz. Si no es así, se debe tener en cuenta la variación en su homogeneidad por la posición relativa del punto de cálculo respecto a los límites del haz. En la figura 3 se presentan los porcentajes de dosis en profundidad para insertos circulares y energía de 21 MeV, a partir de los cuales se construye la función *LBR*.

Definiendo los siguientes parámetros y factores:

- K(E) dosis absorbida por unidad de monitor del aplicador de referencia $R_{0'}$ a la profundidad del máximo z_{max} .
- $P(R_0, z, E)$ porcentaje de dosis absorbida en profundidad para el haz de referencia, normalizado a z_{max} . $J(R_c, E)$ factor aplicador: definido como el cociente entre la fluencia
- $J(R_c, E)$ factor aplicador: definido como el cociente entre la fluencia para aplicador de tamaño R_c y la fluencia para aplicador de referencia R_0 .
- $I(R_{i,c}, E)$ factor de inserto, definido como el cociente entre la fluencia en la superficie para un inserto de radio R_i en el aplicador de tamaño R_c y la fluencia en la superficie para aplicador R_c .

La dosis absorbida $D_u(p)$ por unidad de monitor en un punto p en un haz de forma irregular viene dada por:

$$D_{u}(p) = K(E) \times \frac{P(R_{0}, z, E)}{100} \times J(R_{c}, E) \times \left(\frac{\Delta\theta}{2\pi}\right)^{2} \left(\sum_{i=1}^{n} LBR(R_{i}, z, E)\sum_{i=1}^{n} I(R_{i,c}, E)\right)$$

En un campo de forma irregular, se realiza la integración de sectores para intervalos angulares $\Delta \theta$ para obtener el valor medio \overline{LBR} , y el valor medio \overline{I} . El número *n* de sectores viene dado por $2\pi/\Delta \theta$.

Para medir el factor *I* proponen usar un diodo, a 0,5 mm de profundidad, en un maniquí de agua y hacer el cociente entre las lecturas con los diferentes insertos para el aplicador R_c y el aplicador R_c sin inserto.

1.4. Cálculo de UM

Dado un aplicador y una energía de referencia, la dosis absorbida por unidad de monitor a la profundidad p para una energía, aplicador e inserto, se puede calcular mediante la expresión inmediatamente superior en el caso de tener calculados factores *LBR* o de manera más general mediante la expresión:

$$D_u(p) = K(E) \times \frac{P(R_0, z, E)}{100} \times F_E(R_c, E) \times F_{apl}(R_c, E) \times OF(Inserto, E)$$

donde K(E) es la dosis absorbida en las condiciones de referencia (una vez trasladada a la profundidad del máximo si se ha medido en las profundidades de referencia definidas en el TRS-398 (IAEA 2000)).

La manera tradicional de calcular UM en el caso de electrones consistía en elegir la energía en función de que la profundidad del R_{90} (o R_{85}) fuera mayor o igual que la profundidad máxima de la lesión que se quería tratar (tomar como isodosis de referencia (*Isoref*) el 90%). Luego, se normalizaba a esa profundidad de tal manera que:

$$UM = \frac{D_{prescrita}}{K(E) \times Isoref \times F_E(R_c, E) \times F_{apl}(R_c, E) \times OF(Inserto, E)}$$

Esta manera de calcular las unidades de monitor no incluye la geometría del paciente ni la corrección por heterogeneidad.

Con el desarrollo de los sistemas de planificación 3D, la normalización de haces de electrones se puede hacer en cualquier punto de la distribución de dosis absorbida y el cálculo de unidades de monitor se realiza de acuerdo con una expresión del tipo

$$UM = \frac{D_{prescrita}}{K(E) \times F_E(R_c, E) \times F_{apl}(R_c, E) \times VN}$$

donde *VN* es el valor de normalización en el punto elegido como tal. Este valor se expresa en unidades relativas a un haz de referencia a la profundidad de referencia (la misma a la que estén medidos los factores energía y de aplicador, el máximo generalmente), y sirve para pasar de la condición de referencia que tiene el planificador definida, al cálculo de las UM del haz de tratamiento. Algunos algoritmos calculan este valor directamente como salida del cálculo de la distribución de isodosis. Otros, los desglosan en varias componentes procedentes del cálculo como se verá en la sección siguiente.

2. Cálculo de UM usando algoritmos no paramétricos

El método para calcular el número de unidades monitor requeridas para depositar una dosis absorbida prescrita, es algo diferente para algoritmos que modelan el haz de electrones a partir de la fluencia energética Ψ y llegan a la dosis absorbida por superposición de pinceles o por simulación Monte Carlo directa. Se parte también de la calibración de dosis absorbida por unidad de monitor en las condiciones de referencia. La diferencia en la metodología estriba en la manera de llegar a la dosis absorbida en el punto de normalización a la profundidad *p*. Partiremos de la siguiente identidad trivial pero importante:

$$D(p,apl,E) = K(E) \cdot UM \cdot \frac{D(p,apl,E)}{D(z_{ref},apl_{ref},E_{ref})}$$

En métodos tradicionales, el cociente de dosis absorbida de esta ecuación representa datos experimentales (porcentajes de dosis absorbida en profundidad, "off-axis", factores de aplicador, factores de energía, factores de campo). En cálculos basados en la fluencia, se utiliza una aproximación similar. Partiendo de:

$$\frac{D(p,apl,E)}{D(z_{ref},apl_{ref},E_{ref})} = \frac{D(p,apl,E)}{\Psi(ref)} \frac{\Psi(ref)}{D(z_{ref},apl_{ref},E_{ref})}$$

se llega a,

$$D(p,apl,E) = K(E) \cdot UM \cdot \frac{D(p,apl,E)}{\Psi(ref)} \frac{\Psi(ref)}{D(z_{ref},apl_{ref},E_{ref})}$$

y usando de nuevo la identidad,

$$D(p,apl,E) = K(E) \cdot UM \cdot \frac{\Psi(p)}{\Psi(ref)} \frac{D(p,apl,E)}{\Psi(p)} \frac{\Psi(ref)}{D(z_{ref},apl_{ref},E_{ref})}$$

donde se distinguen tres factores para pasar de las condiciones de referencia a las de cálculo. El primero, atañe a las diferentes condiciones de fluencia energética en aire entre las condiciones de referencia y las de cálculo y es independiente del paciente. El segundo, se refiere a cómo influye colocar el paciente en el punto de cálculo dadas las condiciones de tratamiento finales en la unidad (aplicador, energía, insertos, contorno y heterogeneidades (cálculo Monte Carlo en el paciente por ejemplo)), y el tercero se refiere a como se pasaría de las condiciones de referencia en aire.

No obstante en los sistemas de planificación se suelen utilizar aproximaciones más sencillas como la que se puede consultar en el apartado 4.1 del tema 6 del presente volumen.

3. Referencias

- [1] AL-GHAZI M.S.A.L., TAVARAS I. (1993). *Relative output factors for electron fields*. Med. Phys. 20, 886.
- [2] BJORK P., KNÖOS T., NILSSON P. (2004). Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stoppingpower ratios for degraded electron beams. Phys. Med. Biol. 49, 4493-4506.
- [3] BRUINVIS I.A.D., VAN AMSTEL A., ELEVELT A.J., VAN DER LAARSE R. (1983). *Calculation of electron beam dose distributions for arbitrarily shaped fields*. Phys. Med. Biol. 28, 667-683.
- [4] BRUINVIS I.A.D., MATHOL W.A.F. (1988). Calculation of electron beam depth dose curves and output factors for arbitrary field shapes. Radiother. Oncol. 11, 395-404.
- [5] CHOI D.R., WOLTERS J., MASON D., BAILLIE A. (2000). Modified sector-integration method for predicting the output factors of electron beams including extended source to surface distance. Phys. Med. Biol. 45, 3367-3372.
- [6] CHOI D.R., MOBIT P.N., BREITMAN K.E. (2003). *The clinical implementation of a method for calculating the output factor and per cent depth dose for an electron beam.* Phys. Med. Biol. 48 899–908.
- [7] IAEA (2000). International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Report Series, nº 398.
- [8] ICRU (1984). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Radiation dosimetry: Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV*. ICRU Rep. 35, Bethesda, MD.
- [9] JURSINIC P.A., MUELLER R. (1997). A sector-integration method for calculating the output factors of irregularly shaped electron fields. Med. Phys. 24 1765-1769.
- [10] JOHNS H.E., CUNNINGHAM J.R. (1983). The interaction of single beams of X and gamma rays with a scattering medium, in The Physics of Radiology. Charles C. Thomas, Springfield, IL, pp. 336-381.
- [11] JONES D., ANDRE P., WASHINGTON J.T., HAFERMANN M.D. (1990). A method for the assessment of the output of irregularly shaped electron fields. Br. J. Radiol. 63, 59-64.
- [12] KHAN F.M., SEWCHAND, W., LEVITT, S.H. (1978). Effect of air space on depth dose in electron beam therapy. Radiology 126, 249-53.

- [13] KHAN, FAIZ M. (1994). *The Physics of Radiation Therapy*. Williams and Wilkins.
- [14] KHAN F.M., HIGGINS P.D., GERBI B.J., DEIBEL F.C., SETHI A., MIHAILIDIS D.N. (1998). Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields. Phys. Med. Biol. 43, 2741-2754.
- [15] KHAN F.M., HIGGINS P.D. (1999). Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields: an addendum. Phys. Med. Biol. 44, N77-N80.
- [16] MAYLES P., NAHUN A., ROSENWALD J.C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice.* Taylor & Francis. New York, London.
- [17] MCPARLAND B.J. (1987). A parametrization of the electron beam output factor of a 25-MeV linear accelerator. Med. Phys. 14, 665-669.
- [18] MCPARLAND B.J. (1989). A method of calculating the output factors of arbitrarily shaped electron fields. Med. Phys. 16, 88-93.
- [19] MILLS M.D., HOGSTROM K.R., FIELDS R.S. (1985). Determination of electron beam output factors for a 20-MeV linear accelerator. Med. Phys. 12, 473-476.
- [20] NAIR R.P., NAIR T.K.M., WREDE D.E. (1983). Shaped field electron dosimetry for a Phillips SL75/10 linear accelerator. Med. Phys. 10, 356-360.
- [21] RASHID H., ISLAM M.K., GABALLA H., ROSENOW U.F., TING J.Y. (1990). Small field electron dosimetry for the Phillips SL25 linear accelerator. Med. Phys. 17, 710-715.
- [22] SEFM (2012). Sociedad Española de Física Médica. Colección Fundamentos de Física Médica. Volumen 3. Radioterapia externa I: bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.
- [23] NIROOMAND-RAD A. (1989). Film dosimetry of small elongated electron beams for treatment planning. Med. Phys. 16, 655-662.
- [24] WILLIAMS J.R., THWAITES D.I. (1993-2000). *Radiotherapy physics in practice*. Oxford University Press.
- [25] WU R.K., WANG W., EL-MAHDI A.M. (1987). Irregular field output factors for electron beams, in Proceedings of the 9th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Sweden, pp. 453-456.

Tema 8: Metodologías en el cálculo de las unidades monitor en haces de fotones

José Miguel Delgado Rodríguez Esther Millán Cebrián

Metodologías en el cálculo de las unidades monitor en haces de fotones

José Miguel Delgado Rodríguez Servicio de Radiofísica Hospitalaria Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid josemiguel.delgado@salud.madrid.org

Esther Millán Cebrián Servicio de Física y PR Hospital Clínico "Lozano Blesa". Zaragoza emillan@salud.aragon.es

1. Introducción

Uno de los aspectos fundamentales en un planteamiento radioterápico es la decisión que debe tomarse para que las unidades de irradiación sean capaces de emitir la fluencia adecuada y durante el tiempo correcto para que se reproduzca en el paciente la distribución de dosis absorbida que se ha obtenido en el planificador; en definitiva, el cálculo de unidades de monitor en los aceleradores o el tiempo de irradiación en las unidades que utilicen isótopos radiactivos. Esta tarea fue, con toda seguridad, la primera que se llevó a efecto cuando se empezó a cuantificar de forma obietiva la dosis absorbida en los pacientes y sus relaciones, tanto con el control de las patologías oncológicas, como con los procesos tóxicos que le acompañan. El desarrollo de los sistemas de planificación se ha realizado en base a obtener la dosis absorbida en puntos aislados o distribuciones espaciales de dosis absorbida, a partir de los datos obtenidos de las condiciones de irradiación de la unidad de tratamiento. Este mismo desarrollo ha hecho que las tareas realizadas por un planificador, en relación con la dosis absorbida a administrarse a un paciente, estén divididas en dos. Por un lado, la obtención de la distribución de dosis absorbida basada en unas condiciones iniciales más ligadas a las características energéticas y de distribución espacial de la fluencia; y por otro, en el que se relaciona la tasa de fluencia de la emisión del mecanismo irradiador con la dosis absorbida en un punto y, por ende, con la distribución. Ambas tareas están obviamente
relacionadas, sin embargo, los algoritmos de obtención de resultados son independientes, de tal manera que algunos planificadores no tienen como objetivo fundamental la resolución de estos problemas y, por otro lado, existe un grupo cada vez mayor de planificadores dedicados únicamente al cálculo de unidades de monitor. Este hecho cobra mayor importancia cuando algunos organismos internacionales y sociedades científicas están promoviendo la necesidad de dobles controles con sistemas de cálculo independientes para el número de unidades de monitor que deben administrase en un tratamiento. Ninguna de las dos tareas anunciadas es de mayor importancia que la otra. El conocimiento fiable de la distribución de dosis absorbida, partiendo de las condiciones iniciales referidas, es fundamental para saber si el volumen blanco va a recibir de forma completa una dosis absorbida adecuada, pero si estas condiciones iniciales no son precisas, el valor de la distribución se pierde.

Numerosas publicaciones han valorado la importancia relativa de los factores que intervienen en la administración de la dosis absorbida. Entre ellos cabe destacar:

- La determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración en condiciones de referencia.
- Estabilidad de la emisión.
- Incertidumbres asociadas a los datos anatómicos.
- Errores de situación del haz en el paciente.
- Cálculo de la dosis absorbida.

La incertidumbre global (k=2), excluyendo la del cálculo de la dosis absorbida se estima en las mejores condiciones en un 4%. El cálculo de la dosis absorbida, dependiendo de las características del mismo, puede incrementar la incertidumbre total hasta un 4,2% y un 6,5%.

Estos niveles de incertidumbre, ya se ha demostrado, implican un cambio significativo en la probabilidad de control tumoral.

Así, la importancia de la determinación de la dosis absorbida se vuelve una tarea fundamental y habida cuenta de la necesidad de mejorar los otros aspectos que contribuyen a la falta de exactitud, para el radiofísico se presentan como tareas fundamentales la medida de los haces y el cálculo de la dosis absorbida en situaciones clínicas.

Para el primer caso, se han establecido protocolos internacionales lo suficientemente homogéneos de manera que las magnitudes radiológicas puedan trazarse a patrones primarios y establecer el valor de la incertidumbre. Sin embargo, en el cálculo de la dosis absorbida no ha habido protocolos nacionales ni internacionales cuyo objetivo sea uniformizar el cálculo de esa dosis absorbida. Entendiendo, probablemente, que cualquier método es aceptable, siempre que pueda corroborarse metrológicamente. Sin embargo, esta situación no es simple debido a la infinidad de posibilidades que pueden presentarse en el uso clínico de los haces y, parece necesario que los métodos de cálculo y los parámetros a partir de los cuales se determina la dosis absorbida estén normalizados, de manera que faciliten no solo la comunicación de los resultados sino que uniformicen el nivel de incertidumbre.

En 1997, ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology Oncology) conjuntamente con la IAEA (Internacional Atomic Energy Agency) publican un documento destinado a este fin, es decir, a tratar de presentar una metodología que unifique el cálculo de las unidades monitor para haces de fotones de alta energía (Dutreix y cols. 1997). El documento, avalado por autores de gran prestigio, no encuentra todavía una amplia aceptación. Esto es debido, probablemente, a que rompe con la metodología tradicional de cálculo, introduciendo una nomenclatura nueva y a que, únicamente, se interesa por el cálculo en haces de fotones en el eje central y no cubre aspectos de gran interés como son los campos asimétricos, cuñas dinámicas y colimadores multilámina.

Por otro lado, en los Estados Unidos, surge así mismo la necesidad de protocolizar los cálculos y la AAPM (American Association of Physicists in Medicine), en 1999, organiza un grupo liderado por John Gibbons y se constituye el "Task group 71", con el objetivo de recomendar a los asociados una metodología para el cálculo de las unidades monitor, tanto para haces de fotones como de electrones con la única limitación de los procedimientos de *IMRT*.

Parece, sin embargo, que su metodología será más clásica y menos innovadora que el documento de ESTRO, con lo que se espera una mayor acogida. Entre tanto, algunos miembros de la sociedad holandesa realizan observaciones a algunos parámetros introducidos en el documento ESTRO, tratando de aproximarse a un tratamiento más clásico del problema. Dada la gran influencia mundial de la AAPM y la escasa acogida del documento ESTRO parece que no va a ser posible a corto plazo homogeneizar los procedimientos, a pesar del interés y la necesidad de hacerlo.

Con los antecedentes anteriormente expuestos, el objetivo de este tema del curso será la presentación de la metodología más tradicional para introducir al lector en los aspectos básicos del problema.

2. Listado y significado de términos, símbolos y siglas

С	Tamaño de campo en el isocentro de la unidad de tratamiento.		
D(X,Y,Z;z;s;f)	Dosis absorbida en un punto de coordenadas X, Y, Z , cuya distan- cia a la fuente de emisión es f , la profundidad en el medio dis- persor en esa dirección es z y el tamaño de campo en el plano perpendicular al eje del haz que contiene al punto es s .		
D(R,Z;z;s;f)	Dosis absorbida en un punto situado a una distancia de la fuente de emisión f , cuya profundidad dentro del medio dispersor en esa dirección es z y el tamaño de campo en el plano perpendicular al eje del haz que contiene al punto es s y R y Z son las coordenadas cilíndricas que definen la distancia al eje R y la profundidad del plano que contiene al punto Z .		
D(z;s;f)	Dosis absorbida en un punto en el eje del haz a una profundidad z , una distancia a la fuente f y cuyo tamaño de campo a esa profundidad es s .		
$F_c(X,Y,Z;z;s;f)$	Coeficiente de calibración o tasa de emisión; cociente entre la dosis absorbida en un punto cualquiera de un maniquí definido por los parámetros X_i , Y_i , Z_i , s_i , f_i y el número de unidades de monitor suministradas por un acelerador o el tiempo de emisión en una unidad de cobalto.		
$F_{cr}^{i}(z_{r};s_{0};SAD)$	Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de		
((())))))))))))))))))))))))))))))))))))	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 .		
$F_{cr}(z_r;s_0;SAD+z_r)$	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 . Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de referencia no isocéntricas: en el eje del haz a una profundidad z_r , un tamaño de campo a esa profundidad s_0 y una distancia foco-superficie igual a <i>SAD</i> , donde el tamaño de campo es c_0 .		
$F_{cr}(z_r;s_0;SAD + z_r)$ $K_t(s_m)$	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 . Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de referencia no isocéntricas: en el eje del haz a una profundidad z_r , un tamaño de campo a esa profundidad s_0 y una distancia foco-superficie igual a <i>SAD</i> , donde el tamaño de campo es c_0 . Factor de transmisión de una bandeja, donde s_m corresponde a un campo intermedio entre todos los que con esta bandeja se usan. Cociente en un punto entre la dosis absorbida con atenuador y sin él.		
$F_{cr}(z_r; s_0; SAD + z_r)$ $K_t(s_m)$ $k_w(s_0)$	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r , y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 . Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de referencia no isocéntricas: en el eje del haz a una profundidad z_r , un tamaño de campo a esa profundidad s_0 y una distancia foco-superficie igual a <i>SAD</i> , donde el tamaño de campo es c_0 . Factor de transmisión de una bandeja, donde s_m corresponde a un campo intermedio entre todos los que con esta bandeja se usan. Cociente en un punto entre la dosis absorbida con atenuador y sin él. Factor de cuña medido en un minimaniquí. Razón entre la dosis absorbida con y sin cuña en un minimaniquí para unas condiciones de referencia.		
$F_{cr}(z_r; s_0; SAD + z_r)$ $K_t(s_m)$ $k_w(s_0)$ $k_{w,w}(z, s_0)$	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r , y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 . Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de referencia no isocéntricas: en el eje del haz a una profundidad z_r , un tamaño de campo a esa profundidad s_0 y una distancia foco- superficie igual a <i>SAD</i> , donde el tamaño de campo es c_0 . Factor de transmisión de una bandeja, donde s_m corresponde a un campo intermedio entre todos los que con esta bandeja se usan. Cociente en un punto entre la dosis absorbida con atenuador y sin él. Factor de cuña medido en un minimaniquí. Razón entre la dosis absorbida con y sin cuña en un minimaniquí para unas condicio- nes de referencia.		
$F_{cr}(z_r; s_0; SAD + z_r)$ $K_t(s_m)$ $k_w(s_0)$ $k_{w,w}(z, s_0)$ $K_{w,z}(z)$	referencia isocéntricas: en el isocentro a una profundidad z_r , y un tamaño de campo a esa profundidad s_0 . Coeficiente de calibración o tasa de emisión en condiciones de referencia no isocéntricas: en el eje del haz a una profundidad z_r , un tamaño de campo a esa profundidad s_0 y una distancia foco- superficie igual a <i>SAD</i> , donde el tamaño de campo es c_0 . Factor de transmisión de una bandeja, donde s_m corresponde a un campo intermedio entre todos los que con esta bandeja se usan. Cociente en un punto entre la dosis absorbida con atenuador y sin él. Factor de cuña medido en un minimaniquí. Razón entre la dosis absorbida con y sin cuña en un minimaniquí para unas condicio- nes de referencia. Factor de cuña medido en agua en un maniquí extenso en unas condiciones de referencia.		

$OAR_p(X,Y,Z)$	"Primary off-axis ratio". Razón de la dosis primaria en un punto
- ()	de coordenadas X, Y,Z y la misma en un punto de coordenadas
	(0,0, <i>Z</i>).

- N(Y) Valor de normalización en la tabla de normalización de una cuña dinámica en la posición del colimador *Y*.
- P(z, S, F) Porcentaje de dosis en profundidad: cociente entre la dosis absorbida en un punto del eje de un haz y el valor de la misma en otro tomado como referencia.
- $TAR(z, s_z)$ "Tissue-air Ratio" (Razón tejido-aire). Cociente entre la dosis absorbida en el eje de haz para un profundidad z y un tamaño de campo a esa profundidad s_z y la dosis absorbida en el mismo punto sin medio dispersor (con una caperuza de equilibrio), para las mismas condiciones geométricas.
- $TMR(z, s_z)$ "Tissue-maximum Ratio" (Razón tejido-máximo). Cociente entre la dosis absorbida en el eje de haz para un profundidad z y un tamaño de campo a esa profundidad s_z y la dosis absorbida en el mismo punto a la profundidad de la máxima dosis absorbida, para las mismas condiciones geométricas.
- $TPR(z, s_z)$ "Tissue-Phantom Ratio" (Razón tejido-maniquí). Cociente entre la dosis absorbida en el eje de haz para un profundidad z y un tamaño de campo a esa profundidad s_z y la dosis absorbida en el mismo punto a una profundidad de referencia $z_{i'}$ para las mismas condiciones geométricas.
- *s* Tamaño de campo a la profundidad del plano en que se sitúa un punto de cálculo.
- $S_{cp}(z,s)$ Factor de dispersión por efecto conjunto del sistema emisióncolimación de la unidad de tratamiento y el medio dispersor en el maniquí o paciente. Otros términos son factor de campo. En la terminología ESTRO O_r .
- $S_p(z,s)$ Factor de dispersión por efecto del volumen dispersor.
- $S_h(s)$ Factor de dispersión por efecto exclusivamente del sistema emisión-colimación.
- $SAR(z, s_z)$ "Scatter-air Ratio". Cociente entre la dosis absorbida dispersada en un punto en un maniquí y la dosis absorbida "en aire" en el mismo punto.
- $SPR(z, s_z)$ "Scatter-phantom Ratio". Razón entre la dosis dispersada en un punto en un maniquí y la dosis efectiva primaria en el mismo punto a una profundidad de referencia.
- $SMR(z, s_z)$ "Scatter-maximun Ratio". SPR cuando la profundidad de referencia es la profundidad de la dosis máxima.

SAD	Distancia foco-isocentro en una unidad de tratamiento.		
SSD	Distancia foco-superficie.		
$S(z,s_z)$	"Scatter-primary Ratio". Razón entre la contribución de radiación dispersa a la dosis absorbida en un punto y la contribución de la radiación primaria.		
Seq	Cuadrado equivalente de uno dado, no importa que forma tenga.		
$S_{cr}(X_1,X_2,Y_1,Y_2;r)$	Factor de dispersión por efecto del sistema de colimación para una disposición de las mandíbulas y a una distancia r del eje.		

3. Cálculo de unidades monitor en haces de fotones. Planteamiento del problema

Como hemos comentado anteriormente, la determinación de las unidades de monitor o el tiempo de emisión de radiación por parte de una unidad de tratamiento implica el conocimiento de un conjunto de parámetros relacionados con las magnitudes radiológicas, que permitan cuantificar la emisión de radiación y sean moderadamente sencillos de obtener y relacionar. Algunos de los parámetros tienen una connotación histórica importante y, surgen, para cubrir las necesidades de estimación de la dosis absorbida en situaciones particulares. Es importante comprender que estos parámetros deben cumplir con una serie de requisitos simples:

- Ser fácilmente medibles.
- Deben representar las características de emisión y conformación de los haces de manera suficiente para el uso clínico que se haga de ellas.
- Deben representar los aspectos de interacción de la radiación con la materia en un medio de manera que pueda determinarse la dosis absorbida en el paciente.

Una manera de comprender el significado de los parámetros con los que tradicionalmente se caracterizan los haces de fotones es analizar u observar mentalmente los procesos que ocurren desde el nacimiento del haz hasta su degradación en el paciente.

Un haz de fotones, tal como se ha visto también en el volumen 3 de la presente colección, se genera cuando un pincel de electrones casi monoenergéticos interacciona con un blanco, situado al final de la desviación de un acelerador y que mediante procesos de colisión y radiación de frenado da lugar a una población de fotones formando un espectro continuo, cuya dirección, dependiendo de la energía, tiene una preferencia hacia delante (Figura 1).





Debido a su distribución espacial y direccional, el haz producido en el blanco, es conformado circularmente (colimación primaria) y filtrado, mediante un filtro metálico, que elimina los fotones de baja energía, que no contribuirán en el paciente más que a aumentar la dosis superficial y modificar la distribución espacial de la tasa de fluencia energética del haz. Así, en la superficie del paciente el perfil de fluencia será lo más uniforme posible (Figura 2).



El filtro deberá tener forma cónica con el eje situado en el eje del haz. El resultado del efecto del filtro es la generación de un nuevo haz (una nueva fuente) que endurece el proveniente del blanco y da lugar a una población de fotones secundarios, debido a la interacción de los que provienen del blanco con el filtro, y a una modificación de la distribución espacial. El material del filtro aplanador es variado y depende de la energía de los fotones primarios. Si la energía incidente es baja, se colocan elementos de número atómico alto, pero a medida que aumenta la energía, se puede aumentar significativamente las interacciones por producción de pares y se construyen con elementos de número atómico más bajo y, algunas veces, el cono se construye con varios materiales diferentes.

Los fotones dispersos contribuyen al haz en una proporción próxima al 10% y su dirección es aproximadamente la de los fotones originales, así como su energía.

En el caso de las unidades de ⁶⁰Co, el proceso de emisión de fotones es debido a la desintegración espontánea del elemento radiactivo contenido en la fuente. Su espectro es casi monoenergético y va acompañado de una población de emisión beta que se elimina con el elemento de la cápsula. El tamaño de la fuente es mucho mayor que en el caso de los aceleradores (1 y 2 cm).





No existe filtro aplanador y puede considerarse la emisión isótropa y puntual a distancias próximas al metro. La emisión es enriquecida por fotones dispersados en el alojamiento y el sistema de colimación. Esta contribución puede llegar a ser hasta un 30% de la fluencia total (Figura 3). Una vez que el haz, en un acelerador, ha atravesado el filtro, todavía es cónico. Se monitoriza mediante una cámara de ionización plana, cuya superficie es circular y cubre todo el haz que limita el colimador primario o haz principal, y, permite no solo informar al sistema de control, de la cantidad de radiación, sino de su distribución espacial, es decir, su homogeneidad y simetría. Mediante este elemento el sistema de control puede retroalimentar determinadas funciones o inhibir completamente el funcionamiento de la unidad. Este elemento es el que transforma la cantidad de radiación en unidades elementales a través de la corriente que se genera por ionización, en el volumen de la cámara. Cada unidad elemental la denominamos, unidad monitor, de forma que el radiofísico la relaciona con su sistema de calibración y, establece, por cada unidad de dosis absorbida en condiciones de referencia, el número de unidades monitor que entrega la unidad.

Su importancia es fundamental y su posición dentro de la cabeza de la unidad puede estar influenciada por radiación que se origine por interacción del haz original con elementos pertenecientes a la cabeza, como son las cuñas y el propio sistema de colimación, aportando una cantidad de radiación que no estará contabilizada en la calibración del haz en unidades de dosis absorbida. En algunas unidades este inconveniente se minimiza protegiendo la cámara mediante un escudo metálico que absorbe o minimiza la cantidad de radiación que contabiliza la cámara que no proviene del haz principal y que no llegará al paciente o maniquí de calibración.

Después de atravesar la cámara monitora, el haz sigue siendo cónico y debemos de dotarle de un sistema que permita transformar el cono de radiación en un prisma de base rectangular, cuyas dimensiones sean variables, de manera que dispongamos de haces desde prácticamente 0,5 cm x 0,5 cm hasta 40 cm x 40 cm a la distancia del isocentro. Como el lado de la superficie cuadrada inscrita en un círculo es menor que el diámetro, a partir de un tamaño de campo, que en general coincide con 35 cm x 35 cm, el haz toma forma octogonal, tratando de cubrir de forma óptima la mayor superficie de radiación limitada por el colimador primario.

Los haces rectangulares son la manera más elemental de aproximarnos a cubrir cualquier forma que tenga la superficie a irradiar que ve el haz. Pueden implementarse mecánicamente de una manera simple, mediante dos conjuntos de mandíbulas dispuestas perpendicularmente unas con respecto a otras y que pueden desplazarse independientemente, dando lugar a haces rectangulares con disposición asimétrica con respecto al eje del haz. Así, el eje del haz que pasa por el isocentro y por la fuente de emisión y el eje perpendicular a la superficie definida por las mandíbulas no coinciden, son paralelos. Esto tendrá su importancia al referirse a la situación del haz asimétrico. Como cada una de las mordazas que constituyen el sistema de colimación deben tener un espesor lo suficientemente grande de un material que atenúe totalmente la radiación que incida sobre ellas (que transmita menos que 0,3%), su posición con respecto a la fuente es diferente. Dos de ellas, estarán a menor distancia que las otras dos, lo que puede dar lugar a pequeñas diferencias de la penumbra que tiene el haz en cada uno de los lados de la superficie que forman las mandíbulas. También, este hecho, será el responsable de que campos rectangulares formados por unas u otras mandíbulas no posean el mismo valor de determinados parámetros dosimétricos.

A este sistema, en general, se le denomina colimación secundaria, para distinguirla del colimador primario de abertura fija situado más próximo a la fuente y de los que, adicionalmente, se pongan para conformar el haz después de éste, más próximo al maniquí o al paciente.

Es evidente que un haz rectangular no puede aproximarse a todas las formas posibles que tenga la superficie a irradiar y, por tanto, debemos cubrir con una colimación o bloqueo las áreas que no requieren irradiarse entre el campo delimitado por el colimador secundario y la superficie del volumen blanco. Esto, en general, se realiza con bloques de un material que atenúe suficientemente la radiación y que van a constituir una colimación terciaria. Actualmente este tipo de colimación se puede realizar a través de los colimadores multilámina.

Un dispositivo de este tipo consiste en un conjunto de láminas cuyos movimientos pueden controlarse mediante motores independientes. Las láminas tienen un espesor en la dirección de la fuente próximo a los 8 cm dependiendo del material que se utilice para atenuar el haz y una anchura, que en el isocentro, proyecte una zona de bloqueo en torno a 10 o 5 mm en dirección perpendicular. Sus características mecánicas varían dependiendo de los fabricantes, así como su posición; de manera que, en unos casos, sustituyen a algún grupo de mandíbulas y se convierten en colimadores secundarios y, en otros casos son verdaderos colimadores terciarios situados en posiciones próximas a la de los bloques de conformación. Independiente de sus características peculiares, son capaces de modificar las características dosimétricas del haz que provienen de la fuente, modificando los parámetros de cálculo, tanto en los factores relacionados con la emisión, como los relacionados con la absorción en el paciente.

Por último, entre los factores que modifican las propiedades de emisión del haz están todos los elementos o mecanismos que son capaces de modular espacialmente la fluencia para adaptarla a las necesidades dosimétricas. En este grupo están las cuñas y compensadores, que generalmente, se sitúan a nivel de la colimación terciaria, cuando son manuales, o inmediatamente antes de la colimación secundaria, cuando son motorizadas. Los colimadores secundarios y los multilámina también son capaces de modular la distribución espacial de fluencia con movimientos específicos de las mandíbulas (cuñas dinámicas) o de las láminas del colimador multilámina (*IMRT*).

Todos los dispositivos o mecanismos que se interpongan entre la fuente de emisión de radiación y la superficie del paciente van a modificar las propiedades dosimétricas filtrando el haz o enriqueciéndolo con radiación secundaria, generada en la interacción de la radiación emitida de la fuente con todos estos elementos. Por tanto, el cálculo de unidades de monitor requeridas para una irradiación concreta variará en función de los dispositivos que se usen y de los cambios que se produzcan en las propiedades de los haces, como veremos en apartados posteriores.

Así pues, a la superficie del paciente llega un haz heterogéneo en energía y tipo de partículas, formado por los fotones generados en la fuente y, que no interaccionaron con ninguno de los elementos descritos, más un conjunto de fotones procedentes de las interacciones de éstos con las diferentes partes de la cabeza y con la columna de aire existente entre la fuente y la superficie. Estas interacciones aportarán un conjunto de electrones que se incorporaran al haz. Cuando la energía del fotón supere los 1,022 MeV, tendrán lugar interacciones por producción de pares que darán lugar, además, a fotones de energía de 511 keV.

Sin haber un consenso claramente establecido, a ésta población de partículas se la denomina primaria o incidente, en las que todas las partículas tienen en común el no haber interaccionado con el maniquí o el paciente, a pesar de que está formada por fotones primarios, fotones dispersos y electrones.

Este haz "en aire" estará caracterizado por su espectro o espectros y su distribución de fluencia o fluencias, dependiendo si distinguimos de forma independiente las partículas que lo forman, que serán generalmente de dos tipos: fotones y electrones. También podemos encontrar un aporte importante de neutrones dependiendo de la energía del haz. Debido a que las magnitudes específicas que lo definen son difíciles de medir, suelen introducirse parámetros que las caractericen y propiedades que permitan pasar de unas situaciones a otras. Muchos de estos parámetros tienen un carácter exclusivamente relativo con una situación de referencia que sea fácilmente medible y reproducible. En general, y para propósitos clínicos, los parámetros y formulación asociada para el cálculo de la dosis absorbida tiene que ver con tres aspectos básicos:

 Emisión de radiación. Los parámetros que puedan definirse pretenderán proporcionar una información relativa a la fluencia emitida o generada en la cabeza de la unidad de tratamiento en un punto del espacio en ausencia de interacción con el maniquí.

- Atenuación del haz al interaccionar con el maniquí. Este aspecto generará parámetros que caractericen las propiedades de absorción y dispersión del haz "en aire" en el maniquí. Esto dará lugar a una modificación de la fluencia en el interior del paciente, debido a la existencia de fuentes y sumideros de partículas generadas como consecuencia de la interacción del haz "en aire", con el maniquí a diferentes profundidades del medio absorbente. También serán parámetros que muestren el comportamiento relativo de una situación problema comparándola con otra de referencia fácilmente medible.
- Distancia de la fuente a la superficie del maniquí o al punto de observación. Dado el comportamiento geométrico de la radiación electromagnética podemos decir que la disminución de la fluencia con la distancia sigue, por razones exclusivamente geométricas, una ley de inverso del cuadrado, cuando asumimos que la población de fotones emana de un punto y la propagación se realiza en el vacío. En las situaciones prácticas que nos ocupan, donde la fuente de emisión no es única y la propagación no es estrictamente en el vacío, la ley del inverso del cuadrado se cumple aproximadamente, aunque siempre podemos experimentalmente definir una fuente virtual a partir de la cual podamos asumir la ley del inverso del cuadrado.

Antes de definir los parámetros que nos permitan determinar la dosis absorbida en un punto o el número de unidades monitor necesarias para conseguirla, debemos establecer un procedimiento de relación entre la dosis absorbida en un punto y la emisión de radiación.

Ya hemos indicado que la mayor parte de las operaciones y parámetros de estimación de la dosis absorbida son relativos a una situación de referencia. Decimos que calibramos la unidad cuando establecemos una correspondencia entre la emisión de radiación y la absorción en el maniquí para una situación de referencia. La situación de referencia será la establecida en los protocolos internacionales: la alta energía requiere que el medio sea el agua, ya que, el aire presenta dificultades para determinar la dosis absorbida, es decir, la medida de la dosis absorbida en un maniquí de agua, a una profundidad determinada y para un tamaño de campo y una distancia al punto de medida desde la fuente definidos. Con la idea de normalizar los procedimientos de cálculo, cada vez más, se establece como profundidad de referencia 10 cm, debido a que a ésta profundidad y para los haces de fotones más energéticos, los efectos de la contaminación de electrones que aporta el haz en aire se han eliminado a unos 6 cm de la superficie.

En general, se pretende que cada unidad monitor proporcione en las condiciones de referencia una dosis absorbida de 1 cGy. La distancia del punto de referencia al foco es importante, ya que si la calibración se hace en condiciones no isocéntricas, esto es, distancia fuente punto de calibración igual a la distancia fuente-superficie mas la profundidad al punto de referencia, y se pretende igualar la unidad monitor a 1 cGy algunos aceleradores no son capaces de trabajar con este rendimiento o lo hacen en condiciones muy forzadas. En general, los aceleradores están diseñados para que en el punto de máxima absorción en el maniquí, el acelerador proporcione una fluencia tal, que para un campo de 10 cm x 10 cm, sea posible, cómodamente, establecer la relación de una unidad monitor igual a 1 cGy. Por tanto, en muchos casos deberá quizás trabajarse con una condición de referencia diferente de 1 cGy=1 UM que es muy útil por su sencillez.

4. Parámetros dosimétricos

4.1. Coeficiente de calibración (Output), F_c

Como ya hemos indicado, cuando se estudian haces de fotones en un medio absorbente, los fotones que interaccionan la primera vez son, a menudo, tratados de forma separada de los fotones que interaccionan más de una vez. Así, hablaremos de interacciones primarias y de dispersión múltiple, respectivamente. La dosis absorbida en un punto en un medio, es la suma de la dosis primaria y la dosis dispersa. En ambos casos, tanto los fotones primarios como los dispersos, constituyen fuentes de electrones secundarios (y positrones), los cuales transportan la energía absorbida al medio. Denominamos "Dosis primaria" a la que es debida a los electrones puestos en movimiento por los fotones primarios solamente. Esta dosis, en la práctica, no puede medirse, ya que no es posible separar físicamente la contribución en un punto de los fotones estrictamente primarios de los dispersos. Los fotones primarios nacen en el emisor de radiación (fuente radiactiva o punto focal) y mueren en la primera interacción. De manera rigurosa, con ellos se cumple la ley del inverso del cuadrado de la distancia y la absorción monoexponencial para una energía incidente determinada.

Los fotones secundarios o dispersos son aquellos cuyo origen es la interacción de los primarios bien con el sistema de colimación (filtro aplanador, cámaras, mandíbulas, etc.) o generados en la interacción con el medio dispersor donde queremos determinar la dosis absorbida.

Así, si una fuente puntual de radiación isótropa y monoenergética emite un haz con una fluencia Φ_0 , en un punto P a una distancia f de la fuente, el sistema de colimación aumentará la fluencia en ese punto como,

$$\Phi_P(r) = \Phi_0 + f_c(r) \cdot \Phi_0$$

donde $f_c(r)$ es la fracción de fotones dispersos que se acumulan en P a la fluencia primaria. Esta función dependerá de la abertura de colimación. La determi-

nación de Φ_0 es muy difícil en el caso de los aceleradores y podemos estimarla mas fácilmente en la emisión de fuentes radiactivas. En este caso, podemos determinar Φ_0 sin más que conocer la actividad de la fuente y la distancia al punto de medida. También podría medirse, si no existiera entre la fuente y el detector, más absorbentes que el sistema de colimación.

Al no ser el origen de la emisión un punto sino un conjunto de fuentes situadas en los diferentes absorbentes y dispersores de la cabeza, no podemos fácilmente determinar su distribución espacial. Podemos, por tanto, concluir que Φ_0 no puede medirse directamente. Una vez atravesado el sistema de co-limación la fluencia corresponderá a una distribución cuasi gaussiana, que de-nominaremos "Fluencia primaria", cuya distribución espacial y energética será la que recibirá el medio dispersor.

En cuanto a la composición energética de la fluencia primaria estará constituida por:

- a) Fotones emitidos por la fuente.
- b) Fotones dispersos por el colimador y los absorbentes.
- c) Electrones generados por interacción con el colimador y los absorbentes.
- d) Neutrones, dependiendo de la energía.

Esta población de partículas definida por $\Phi_p(r)$, al interaccionar con el material donde estamos estudiando la absorción del haz, dará origen a una población de electrones que depositan su energía en dicho material. Llamaremos "Dosis primaria" a la dosis absorbida debida a los electrones incidentes y los nacidos en una sola interacción de los fotones incidentes, que son absorbidos en las proximidades del punto de interés.

Entendemos por "Dosis secundaria o dispersa" la dosis absorbida debida a los electrones absorbidos en el mismo punto que son liberados por fotones que han interaccionado con el medio más de una vez, y a los que nacen en el proceso de moderación, tanto de los primarios como secundarios y los de generaciones sucesivas.

En la formación de "Radiación primaria" los electrones incidentes se refieren a aquellos generados por interacción de los fotones emitidos por la fuente con el sistema de colimación y que llegan a la superficie del medio dispersor. Esta población de electrones es relativamente pequeña y su influencia se concreta en los primeros centímetros desde la superficie. De manera que, a efectos prácticos, la dosis primaria podemos considerarla debida únicamente a los fotones. Su efecto, sin embargo, puede tener relación con la profundidad de la dosis máxima de absorción. En el conocimiento posterior que vamos a desarrollar es imprescindible determinar la capacidad que tiene una unidad de tratamiento para emitir radiación. Esto es, debemos de conocer la energía y tipo de partículas que es capaz de emitir y en qué cantidad. Uno de los problemas que surgen es la definición de la nomenclatura y terminología que especifique en la formulación las condiciones en las que se establece cada parámetro.

Dado que la dosis absorbida es el único parámetro que, siendo una magnitud radiológica, vamos a determinar, conviene utilizar una notación que la defina sin ambigüedad. Así la dosis absorbida se define en un punto de coordenadas (X,Y,Z) en el interior de un maniquí a una distancia foco-punto de interés f y a una profundidad medida a lo largo de la línea que une el punto con la fuente z, para un tamaño de campo definido en el punto de medida s. Reservaremos la notación SSD para la distancia foco-superficie y SAD para la distancia foco-isocentro. De acuerdo con la figura 4, expresaríamos la dosis absorbida en el punto P, como,

Si las coordenadas del punto las expresamos en coordenadas cilíndricas, simplificaríamos la notación de la siguiente manera,

Si por fin, nos referimos únicamente a puntos situados en el eje del haz, la dosis la expresaríamos como,



Figura 4

En algunas circunstancias, conviene referirse al tamaño de campo definido por las mandíbulas del colimador secundario, que corresponden al tamaño de campo en el isocentro. En esta circunstancia y para situaciones en el eje del haz, la relación entre ambos tamaños de campo sería:

$$c = \left(\frac{SAD}{SAD + z}\right) \cdot s$$

donde c es el tamaño de campo definido por las mandíbulas.

Entonces la dosis absorbida la expresaríamos como:

$$D(z,c,SAD+z)$$

manteniendo la coherencia con las anteriores al expresar la dosis absorbida en función de la relación del punto de observación con la fuente y el medio dispersor.

El denominado "output" en la literatura anglosajona no tiene, en su traducción, un significado que exprese el contenido que encierra. Probablemente en inglés tampoco. Durante mucho tiempo, se utilizó el término "Rendimiento" para expresar, de alguna manera, la capacidad de emisión de una unidad de tratamiento, y simplificar en el lenguaje lo gue era la tasa de dosis absorbida en aire o agua o algún otro tipo de tasa (tasa de exposición). El término rendimiento referido a una máguina, expresa más bien la capacidad de transformar energía y, si en nuestro caso, el resultado era una tasa de alguna magnitud radiológica, no parece que tuviera sentido llamarlo rendimiento. La llegada de los aceleradores complica el asunto, ya que no hablamos realmente de tasas, aunque pudiéramos hacerlo, sino de unidades de monitor que cuantifica la cámara monitora. Puesto que el proceso de averiguar, comparar, determinar, etc., la capacidad de emisión de un acelerador es comparando la cámara monitora con una de referencia que nos determine la dosis absorbida en el maniquí, es acertado denominar al coeficiente resultante coeficiente de calibración¹ y extender el concepto, no solamente al punto donde se determina la referencia principal, sino a un parámetro definido en cualquier punto que nos indique la relación entre la dosis absorbida en el punto en cuestión y las unidades de monitor contabilizadas por la cámara monitora o el tiempo de emisión cuando se trata de unidades que utilizan radionúclidos.

Así pues, denominamos "Coeficiente de calibración (Output)" $F_{c'}$ al valor relativo de la dosis absorbida en un punto (X, Y, Z) cuyo origen de coordenadas lo situamos en el punto de intersección del eje del haz con la superficie del

¹ Aunque metrológicamente hablando no es correcto denominar coeficiente de calibración al concepto que se señala y que posteriormente se expresa mediante el símbolo $F_{c,}$ se ha decidido usar esta denominación, por considerar que tanto su uso, como el empleo de su símbolo, están muy extendidos

maniquí y en sentido positivo al aumento de la profundidad, con tiempo de emisión Δt de radiación del equipo, para un tamaño de campo *s*, y una profundidad *z*, y una distancia *f* del foco al punto considerado,

$$F_c(X, Y, Z; z, s; f) = \frac{D(X, Y, Z; z; s; f)}{\Delta t}$$

En el caso de las unidades de cobalto, el tiempo de emisión está controlado por un temporizador y en el caso de los aceleradores por una cámara monitora interpuesta en la dirección del haz que contabiliza la carga total generada en la cámara durante el tiempo de emisión en unidades de carga denominadas "Unidades Monitor".

Así:

$$F_c(X, Y, Z; z; s; f) = \frac{D(X, Y, Z; z; s; f)}{M(A)}$$
(1)

siendo M(A) el número de unidades de monitor contabilizadas durante el tiempo de emisión que, de forma general, dependerá de la abertura de la colimación secundaria del acelerador A, debido a los efectos de retrodispersión de las partículas cuando interaccionan con el colimador.

Por tanto F_c vendrá expresado en Gy/min o en Gy /UM.

Es imprescindible establecer un coeficiente de calibración de referencia y existen dos procedimientos de hacerlo, que darán lugar a diferencias en los procedimientos de determinación de la dosis absorbida en cualquier circunstancia en que se planteen las condiciones de geometría o modulación del haz.

Coeficiente de calibración en condiciones de referencia

Calibración ISOCÉNTRICA

Se establece el coeficiente de calibración, en el eje del haz, para un campo de referencia $s_{o'}$ generalmente de 10 cm x 10 cm, a una profundidad de referencia $z_{r'}$ y una distancia fuente-punto de calibración igual a la distancia al isocentro de la maquina (SCD = SAD) (Figura 5).

$$F_{cr}^{i}(0,0,0;z_{r};s_{o};SAD) = F_{cr}^{i}(z_{r};s_{0};SAD) = F_{cr}^{i}(z_{r};c_{0};SAD)$$

Al estar definido en el eje, puede eliminarse sin riesgo de confusión, la referencia en la notación a la posición del punto. En este caso $s_0 = c_0$.





Calibración NO ISOCÉNTRICA.

El punto de calibración se establece con relación a la superficie del maniquí. La distancia fuente- superficie se elige igual a la distancia fuente- isocentro (F=SAD) y por tanto la distancia al punto de medida será $f=SAD+z_{x}$.

$$F_{cr}(0,0,0;z_r;s_o;SAD+z_r) = F_{cr}\left(z_r;s_0;SAD+z_r\right) = F_{cr}\left(z_r;c_0\left(\frac{SAD+z_r}{SAD}\right);SAD+z_r\right)$$

donde c_0 es el tamaño de campo definido por las mandíbulas del colimador (Figura 5).

Debe tenerse especial cuidado con la notación, de manera, que sin ambigüedad se conozca donde se define el campo.

En ambos casos el superíndice *i* indica situación isocéntrica y la ausencia situación no isocéntrica. El subíndice c_r indicaría que se trata de un coeficiente de calibración en condiciones de referencia.

4.2. Factor de dispersión, S_{cn}

La dependencia relativa del factor de calibración con el tamaño de campo en puntos del eje del haz en el interior del maniquí de agua lo denominaremos S_{cp} . Terminología debida a Khan (Khan 1994) y generalmente aceptada.

La referencia para definir el tamaño de campo puede ser cualquier plano paralelo a la superficie del maniquí. En general, se define el tamaño de campo en el isocentro, que puede situarse en la superficie del maniquí o a la profundidad de referencia; bien entendido que la definición debe ir acompañada de la coordenada en la cual se mide o calcula el parámetro, y que queda determinada por la distancia *f*, ya que el tamaño de campo en ese punto será homotético con respecto al plano de definición con relación a la fuente. Así podemos poner

$$S_{cp}(z,s) = \frac{F_c(z,s,f)}{F_c(z,s_0,f)}$$
(2)

donde *s* y *s*⁰ representan las superficies del haz en el punto de medida, en dos situaciones de abertura del colimador diferentes.

La profundidad elegida, suele ser, en general, $z_{ref} \circ z_{max}$ y la distancia f=SAD. Esto dependerá del proceso de calibración que se haya elegido para determinar F_c (Figura 6).



El valor de S_{cp} dependerá, tanto de la distribución de la población de partículas que llegan a la superficie del maniquí, como de la acumulación de energía impartida en el punto considerado debida a los procesos de interacción de la fluencia energética que llega a la superficie con el medio que constituye el maniquí.

La separación de ambos efectos es importante, ya que existen situaciones donde las propiedades de determinados parámetros dependen del efecto del medio dispersor y, otras, donde el medio dispersor no es comparable con el efecto de la abertura del colimador. Esta separación podemos plantearnos conseguirla metrológicamente, pero nos vamos a encontrar con dificultades derivadas de la contabilidad que debemos asumir para cada uno de los fenómenos.

Podemos tratar de determinar el valor relativo de la fluencia energética que llega a un punto del espacio debido únicamente a la abertura de los colimadores, sin considerar ningún modificador del haz que cambie la misma hasta la superficie del maniquí. A este valor lo denominaremos $S_{h'}$ "Factor de dispersión de la cabeza", y representa la influencia de la cabeza o del sistema de colimación sobre la fluencia energética que proporciona la unidad al abandonarla. A este valor también se le denomina S_c y en la nomenclatura del documento ESTRO, $O_0(c)$. Algunos de estos parámetros tienen pequeñas diferencias, más relacionadas con la normalización de la determinación metrológica, que con el concepto en sí.

El valor de S_h , depende, como hemos indicado, de la fluencia energética que llega a la superficie del maniquí procedente de la fuente después de sufrir varias transformaciones al interaccionar con los elementos limitadores interpuestos en su trayecto. Como ya hemos indicado, solo consideraremos el efecto de la abertura del colimador. Para ello debemos programar el mismo número de unidades monitor (M) en dos situaciones diferentes donde únicamente modificamos la abertura. Debido a la retrodispersión del haz emitido en la superficie de los colimadores secundarios, la cámara monitora captará una carga, que se traducirá en unidades monitor, que no pueden ser contabilizadas en el valor de la lectura del detector.

Por ello, podemos definir un parámetro φ , como la fluencia energética que llega a un punto de coordenadas (*X*, *Y*, *Z*) por unidad monitor, cuando la superficie del haz en el punto de medida es *s*, y *A* es la abertura de los colimadores. Lo expresaremos como,

$$\varphi = \frac{\Psi(X, Y, Z; s)}{M(A)}$$

y de aquí, considerando el valor en el eje, relativo a dos situaciones diferentes, podemos poner

$$S_{h}(s) = \frac{\Psi(0, 0, Z; s)}{M(A_{s})} \cdot \frac{M(A_{S_{0}})}{\Psi(0, 0, Z; s_{0})}$$
(3)

donde $A_S y A_{S_0}$ corresponden a los tamaños de campo limitados por las mandíbulas del colimador para obtener haces de superficies $s y s_0$ en el punto de medida.

En el caso de S_{cp} la situación es similar, mediríamos el valor relativo del factor de calibración en dos situaciones diferentes donde únicamente modificamos la abertura de los colimadores y de acuerdo con (1) y (2) podemos poner,

$$S_{cp}(z,s) = \frac{D(0,0,z,s)}{M(A_s)} \cdot \frac{M(A_{S_0})}{D(0,0,z,s_0)}$$

donde z es la profundidad de observación. Por tanto concluimos que,

$$S_{cp}(z,s) = \frac{D(0,0,z,s)}{D(0,0,z,s_0)} \cdot S_h \cdot \frac{\Psi(0,0,z,s_0)}{\Psi(0,0,z,s)}$$

donde hemos eliminado el efecto de la contabilidad de las cámaras monitoras en cada situación.

La dosis absorbida en un punto P debida a los electrones generados tanto por los fotones primarios como secundarios en el medio, dependerá del volumen del medio dispersor disponible. Cuanto menor sea el volumen del medio dispersor al que llega la población de partículas, menor será el aporte de electrones al punto P, generados por los fotones primarios y secundarios. La población de partículas también dependerá de la abertura de los colimadores. Por ello podemos definir un parámetro que tenga en cuenta únicamente la generación de electrones en el medio y que contribuyan a la dosis en P. Este factor denominado S_{p} , "Factor de Dispersión por el Maniquí", vendrá ponderado por el valor relativo de la fluencia en las dos situaciones representadas en la figura 7. Podemos definirlo como,

$$S_{p}(z,s) = \frac{D'(0,0,z,s)}{D'(0,0,z,s_{0})} = \frac{D(0,0,z,s)}{D(0,0,z,s_{0})} \cdot \frac{\Psi(0,0,z,s_{0})}{\Psi(0,0,z,s)}$$
(4)

donde D'(0,0,z,s) y $D'(0,0,z,s_0)$, representan la dosis absorbida debida al efecto del medio dispersor cuando la fluencia primaria que llega a la superficie del maniquí es la misma, esto es cuando $\Psi(0,0,z,s_0) = \Psi(0,0,z,s)$; vemos por tanto, el efecto de modulación de la fluencia sobre la dosis absorbida.



El efecto combinado tanto de la abertura del colimador como del volumen del medio dispersor podemos expresarlo, si normalizamos ambos efectos para una abertura y volumen de referencia, como producto de ambos, representados por S_h y S_n . Por lo tanto

$$S_{cp} = S_h \cdot S_p$$

Metrológicamente el valor de S_p es difícil de obtener, como puede deducirse de la expresión (4) con la que lo hemos definido. Por lo que se debe, o conviene, determinarlo a través de medidas de S_{cp} y S_h . No obstante se han sugerido procedimientos donde se obtengan diferentes volúmenes de dispersión modificando la distancia del maniquí a la fuente, manteniendo constante la abertura de colimación y corrigiendo la variación de fluencia representada en la expresión (4) por el inverso del cuadrado de la distancia.

Otras situaciones implican la realización de bloques de conformación que cubran la superficie máxima proyectada por la abertura máxima del colimador y en cada bloque situar un campo central de diferentes tamaños. Esta situación además de implicar un enorme trabajo introduce una nueva variable como sería el aporte de la transmisión del bloque en las zonas protegidas sobre el punto de medida.

Por ello lo habitual es la medida de los otros dos factores y deducir $S_p \, {\rm por}$ el cociente entre ellos.

Determinación de S_h

La medida de S_h tampoco es un problema sencillo, tanto por la forma de variación del parámetro, que es más significativa en campos cada vez más pequeños, donde las condiciones de medida se complican cada vez más, como por el conjunto de factores que influyen sobre la producción de radiación primaria.

Uno de los procedimientos disponibles para conocer la influencia de los elementos entre la fuente emisora y la superficie del medio dispersor es el método de Monte Carlo. Sin embargo, a pesar de las posibilidades existentes para simular con precisión la cabeza de la unidad de irradiación, el procedimiento es difícil de manejar en la práctica diaria, tanto por el tiempo de ordenador, como por la dificultad de obtener los datos precisos de los fabricantes sobre las características tanto físicas como geométricas de los diferentes elementos.

Algunos autores han desarrollado procedimientos para evaluar por métodos analíticos, la importancia relativa de cada componente de la cabeza de la unidad. De acuerdo a lo expresado anteriormente, la fluencia energética total en un punto definido por las coordenadas (X, Y, Z) dependerá de la situación del punto y de la superficie del haz que limita la emisión de la fuente. Así, si consideramos que la fuente de emisión está en un punto de coordenadas $(0,0, z_0)$ podemos poner,

$$\Psi_{Total}(X, Y, Z; s) = \Psi_{prim}(X, Y, Z; s) + \Psi_{f}(X, Y, Z; s) + + \Psi_{col}(X, Y, Z; s, A) + \Psi_{m}(X, Y, Z; s)$$

donde,

$$\Psi_{prim}(X,Y,Z;s) = \Psi_0 \cdot f(X,Y,Z;s)$$

y la función *f* nos proporciona la distribución espacial normalizada con respecto al eje del haz de la fluencia energética que no ha sufrido ningún tipo de interacción y Ψ_0 corresponde al valor de referencia.

$$\Psi_{d} = \Psi_{f}(X, Y, Z; s) + \Psi_{col}(X, Y, Z; s, A)$$

corresponde a la radiación dispersa debida al filtro aplanador y a las mandíbulas del colimador secundario.

$$\Psi_m(X,Y,Z;s)$$

corresponde a la fluencia energética debida a los elementos adicionales interpuestos (colimación terciaria, multilámina, cuñas, compensadores, etc.). La población de partículas, al atravesar las cámaras monitoras dará lugar, como hemos comentado, a un registro de unidades monitor dependiendo de las variaciones de cada uno de los componentes de la fluencia energética que se hayan producido antes de la cámara monitora, y que se dirijan hacía adelante, que denominaremos M_0 y un porcentaje de unidades, como consecuencia de la retrodispersión en las mandíbulas del colimador y elementos adicionales, cuya contribución a la dosis monitor la denominaremos $M_b(A)$, dada su dependencia de la abertura de las mandíbulas del colimador secundario.

Por tanto, las unidades monitor recogidas por la cámara durante el tiempo de emisión de la radiación serán $M(A) = M_0 + M_b(A)$. Así, de acuerdo con (3) concluimos, que en un punto del eje de coordenadas (0,0,Z) y simplificando en la formulación la notación de las coordenadas del punto, que

$$S_{h}(s) = \frac{\Psi_{0} \cdot f(s) + \Psi_{f}(s) + \Psi_{col}(s,A) + \Psi_{m}(s)}{\Psi_{0} \cdot f(s_{0}) + \Psi_{f}(s_{0}) + \Psi_{col}(s_{0},A_{0}) + \Psi_{m}(s_{0})} \cdot \frac{M_{0} + M_{b}(A_{S_{0}})}{M_{0} + M_{b}(A_{S})}$$

Reordenando podemos poner,

$$S_{h}(s) = \frac{f(s) + \frac{\Psi_{f}(s) + \Psi_{col}(s, A,) + \Psi_{m}(s)}{\Psi_{0}}}{f(s_{0'}) + \frac{\Psi_{f}(s_{0}) + \Psi_{col}(s_{0}, A_{0}) + \Psi_{m}(s_{0})}{\Psi_{0}}} \cdot \frac{1 + \frac{M_{b}(A_{s_{0}})}{M_{0}}}{1 + \frac{M_{b}(A_{s})}{M_{0}}}$$

donde el método de adquisición de los parámetros puede ser medido o calculado. Ahnesjö (Ahnesjö y cols. 1992) han investigado procedimientos de simulación analítica, partiendo de las características físicas y geométricas de las unidades de irradiación para determinar los cocientes Ψ_f/Ψ_0 , Ψ_{col}/Ψ_0 , Ψ_m/Ψ_0 y M_b/M_0 . El proceso es complejo y el aporte a la precisión reducido.

Sin embargo, considerando que el aporte de la estructura de la cabeza (sistema de colimación) a la fluencia que emerge de la misma es proporcional a la fluencia primaria Ψ_0 , podemos poner, según Khan (Khan 1994), para una colimación definida por la superficie del campo a una distancia determinada, que generalmente coincide con la distancia al eje de la máquina (*SAD*):

$$\Psi_P(s) = \Psi_0 + f_h(s) \cdot \Psi_0$$

El factor $S_{h'}$ puede expresarse como,

$$S_{h}(s) = \frac{\Psi_{0} + f_{h}(s)\Psi_{0}}{\Psi_{0} + f_{h}(s_{0}) \cdot \Psi_{0}} = \frac{1 + f_{h}(s)}{1 + f_{h}(s_{0})}$$

El conocimiento metrológico de Ψ_o es prácticamente imposible, como ya hemos indicado, por tanto al eliminar Ψ_o podemos, mediante un procedimiento metrológico, conocer la variación de la influencia del sistema de colimación con el tamaño de campo.

Como el efecto observado debe ser proporcional a la señal observada $1+f_h(s)=K \cdot Q(s)$, y $S_h(s)$ se puede determinar mediante el cociente,

$$S_h(s) = \frac{Q(s)}{Q(s_0)}$$

donde Q(s) y $Q(s_o)$ son las medidas de la ionización de aire en una masa de material suficiente para producir una estadística suficientemente grande y eliminar el efecto de los electrones dispersos por la cabeza sobre el detector y asumiendo que la constante K no depende de la posición de las mandíbulas, es decir, considerando una situación próxima al equilibrio electrónico, del haz conformado por el sistema de colimación, con un tamaño s y s_o respectivamente.

La primera cuestión que debe definirse, para la medida de S_h , es la distancia a la cual deben realizarse las medidas, ya que el volumen del detector más la masa de equilibrio deben estar completamente cubiertos por el haz y esto presentará problemas cuando queramos determinar el valor de $S_h(s)$ para los campos más pequeños. Diferentes autores han demostrado la independencia de éste parámetro con la distancia. Por tanto nuestro detector puede ser colocado a la distancia más conveniente del foco.

Por otro lado, debemos estar seguros que la emisión de la fuente es constante y que los cambios que observamos se deben únicamente a la influencia de radiación dispersa que está dirigida hacía la salida del colimador. En los aceleradores, parte de los absorbentes que tiene el sistema de colimación están constituidos por la cámara monitora. Al variar el tamaño de campo se produce radiación dispersa sobre la cámara que hace que la emisión no sea la misma dependiendo del tamaño de campo. Como ya hemos indicado, para unas mismas unidades de monitor la fluencia que aporta el campo de tamaño *s* con respecto al *s*_o será menor, no sólo por efecto de la disposición de las mandíbulas, sino por una mayor contribución de radiación retrodispersa sobre la cámara monitora que hará que la emisión se detenga antes.

Definidas las condiciones geométricas de la medida, deberemos determinar si existe dependencia con el espesor de la caperuza de equilibrio.

Diversos autores (Khan 1994; Allen y cols. 1995; Frye y cols. 1995) expresan la escasa importancia del espesor y material de la caperuza de equilibrio para energías menores de 15 MV, materiales de número atómico bajo y siempre que el detector más caperuza estén completamente cubiertos por el haz. Teniendo en cuenta una simulación de Monte Carlo (Allen y cols. 1995) para varios haces de tamaños crecientes de 0,5 a 3 cm de radio y a la profundidad de 5 cm, y analizando la razón entre el kerma y la dosis absorbida para energías de ⁶⁰Co y 6, 10, 15 y 24 MV, llegan a la conclusión de que el espesor para el equilibrio lateral es una función lineal del TPR_{10}^{20} como:

$$r_{LEE}(g/cm^2) = 5,973 \cdot (TPR_{10}^{20}) - 2,688$$

Dado que el espesor de equilibrio electrónico lateral es menor en la dirección del haz (Nizin 1993) y, asumiendo una forma cilíndrica, los espesores anterior y lateral serán los de la tabla 1.

Energia	Espesor en agua (cm)		Espesor en aluminio (cm)	
MV	Lateral	Anterior	Lateral	Anterior
4	0,9	1,0	0,3	0,37
6	1,3	1,5	0,48	0,55
10	1,7	2,0	0,6	0,74
15	1,9	2,5	0,7	0,9

Tabla 1. Espesores de equilibrio anterior y lateral.



Figura 8

La recomendación de ESTRO es la utilización de un minimaniquí de poliestireno o *PMMA*, como el propuesto por van Gastaren (van Gastaren y cols. 1991) (Figuras 8 y 9).

Este procedimiento tiene la ventaja de la normalización pero el inconveniente de que cuando la energía del haz es baja o media, las dimensiones son excesivas impidiendo obtener valores para los campos más pequeños que en general son los más complicados de medir.



La determinación de S_{cp} se hará mediante un procedimiento similar a S_h pero en este caso la determinación se hará en el seno del agua para las mismas condiciones geométricas que S_h .

4.3. Porcentaje de dosis en profundidad (PDP)

A medida que el haz interacciona con el medio dispersor, éste se atenúa. En las primeras capas la energía cinética liberada en el medio va aportando electrones al medio, produciéndose una transferencia de energía que da lugar a la absorción de la misma. El kerma disminuye y la dosis absorbida va aumentando hasta llegar a un punto donde se produce un equilibrio entre la producción de electrones y la disminución de la fluencia, con lo cual, ambas magnitudes decrecen de forma similar. La región inicial, donde se produce la acumulación de electrones hasta la región donde existe un equilibrio electrónico, se enriquece con el aporte de los electrones generados en la cabeza del acelerador, contribuyendo a dar forma a la curva de atenuación de dosis absorbida. La observación de estas curvas nos informa de la capacidad energética del haz, es decir, de su poder de penetración (Figura 10).





La forma de estas curvas dependerá:

- De la energía del haz.
- Del tamaño de campo en superficie, s.
- De la abertura del colimador, c.
- De la distancia foco-superficie, F.

La dependencia con la abertura del colimador es pequeña y podemos considerarla despreciable, no así con el volumen dispersor, es decir, podemos tener una abertura de colimación mucho mayor que el tamaño de campo definido en superficie por el sistema de conformación y por tanto quien condiciona la dependencia es el volumen dispersor.

A partir de esta curva, definimos un parámetro denominado "Porcentaje de dosis en profundidad" definido como el cociente entre la dosis absorbida a una profundidad z, para un tamaño de campo S medido en superficie, una distancia foco-superficie F y distancia fuente-punto de medida f=F+z y $f'=F+z_{max}$ y la dosis en el punto de máxima absorción en las mismas condiciones geométricas (Figura 11).

$$P(z,S,F) = \frac{D(z,s_z,f)}{D(z_{\max},s_{z_{\max}},f')} \cdot 100$$



Figura 11

La tendencia es sustituir como profundidad de referencia z_{max} por la profundidad recomendada de $z_r = 10$ cm. Con ello seguimos manteniendo la definición del campo en superficie (Figura 12). Con lo cual la expresión queda,



Figura 12

Otra forma que puede utilizarse, especialmente teniendo en cuenta la tendencia a utilizar la calibración isocéntrica, es definir tanto el tamaño de campo como la distancia a una profundidad de referencia que conviene que coincida con la distancia isocéntrica *SAD* y referir dicho parámetro no en superficie, sino en las condiciones de referencia, por tanto, quedaría,

$$P(z, s_z, SAD) = \frac{D(z, s_z, f_z)}{D(z_r, s_z, SAD)} \cdot 100$$

donde por mantener la nomenclatura de especificar la dosis absorbida en las condiciones donde se encuentra el punto de medida o de observación, f_z será la distancia del foco al punto de medida y coinciden en el punto de referencia los parámetros definidos por la máquina. El tamaño de campo se refiere siempre al que se tiene en el isocentro (Figura 13). Por otro lado, estas condiciones se aproximan más a las situaciones clínicas reales, cuya tendencia como hemos indicado va hacia las técnicas isocéntricas. Especificar el tamaño de campo o la distancia, en superficie, cuando el problema del que se está tratando, está en otro punto, parece tener sólo sentido, cuando los campos que se administraban al paciente eran definidos por el médico en la superficie. Hoy en día, esta definición se hace a nivel del volumen blanco donde generalmente se sitúa el isocentro; el volumen blanco es la referencia para definir el tamaño de campo.



Figura 13

La construcción de unas tablas para una distancia foco-superficie concreta y no para otra, sólo es valido si, no utilizando técnica isocéntrica se trata siempre a esa distancia. En cualquier otro caso, se debe realizar una transformación de los porcentajes de dosis en profundidad de una distancia tomada como referencia a otra. Por tanto, el definir la distancia de referencia en la superficie o a la profundidad de referencia da lugar al mismo trabajo.

La variación del porcentaje de dosis en profundidad es debida fundamentalmente, a una disminución de la fluencia con el inverso del cuadrado y a la reducción del volumen de medio dispersor que se produce al aumentar la distancia (Figura 14). La conversión de un porcentaje de dosis en profundidad a una distancia en superficie F_1 al valor que tendría a una distancia F_2 para el mismo tamaño de campo y abertura de colimación, puede aproximarse a través de la fórmula de Mayneord que tiene la siguiente forma:

$$\frac{P(z,s,F_2)}{P(z,s,F_1)} = \left(\frac{F_2 + d_{\max}}{F_1 + d_{\max}}\right)^2 \cdot \left(\frac{F_1 + d}{F_2 + d}\right)^2$$

Bajo condiciones extremas tales como baja energía, grandes tamaños de campo, grandes profundidades y grandes distancias, el factor F de Mayneord puede presentar errores significativos. El factor F sobreestima el incremento en el PDP cuando se aumenta la distancia.



Figura 14

4.4. Razón tejido-maniquí (TPR)

A partir de 1953 se introduce, en el cálculo de la dosis absorbida, un concepto necesario para su cálculo en el isocentro en los procedimientos de terapia rotatoria. Esta técnica tiene un inconveniente intrínseco para hacer los cálculos partiendo de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad debido a que al girar el haz, la distancia foco-superficie varía constantemente y con ello las curvas que habría que utilizar en cada posición del brazo. Johns (Johns y cols. 1953) define un cociente como,

$$TAR(z,s_z) = \frac{D_w(z,s_z,f)}{D_{air}(s_z,f)}$$

donde:

 $D_w(z, s_z, f)$ es la dosis absorbida en agua o tejido a una profundidad z, en un punto a una distancia f del foco y para un tamaño de campo s_z a la profundidad z. La distancia f suele coincidir con SAD, para la obtención metrológica del parámetro, ya que es independiente de la distancia (Figura 15).

 $D_{air}(s_{z,f})$ es la dosis absorbida en un punto con un minimaniquí cuyo espesor sea el mínimo necesario para mantener el equilibrio electrónico, en las mismas condiciones geométricas anteriores.



Este cociente tiene la característica importante de ser independiente de la distancia al foco, debido al hecho de que el *TAR* representa la modificación de la dosis absorbida en aire al incluir un medio absorbente, donde se absorba y se disperse. Si variamos la distancia, variará la fluencia en el punto, lo cual afectará por igual a ambos miembros del cociente, con lo que el parámetro

permanece constante. Pudiera parecer que la población de radiación dispersa estaría modificada con la variación de f al variar ligeramente el volumen con respecto a otra distancia. Johns y Cunningham (Johns y Cunningham 1974), han demostrado que la fracción de población dispersa es casi independiente de la divergencia del haz.

Cuando $z=z_{\rm max'}$ entonces se denomina "Factor de retrodispersión" y podemos poner que,

$$BSF(s_{z_{\max}}) = TAR(z_{\max}, s_{z_{\max}})$$

Este factor, representa el aumento de la dosis absorbida en el punto, como consecuencia de la atenuación y dispersión en el maniquí. Al estar el máximo muy próximo a la superficie (5 mm para el ⁶⁰Co) o en ella misma, en el caso de *RX* de baja energía, el aumento de la dosis absorbida en agua respecto de la dosis absorbida en aire es prácticamente debida a la radiación retrodispersa. En el caso del ⁶⁰Co, esto representa en un campo de 10 cm x 10 cm un aumento del 3,6%. Sin embargo, a medida que aumenta la energía este valor disminuye y a partir de 8 MV se aproxima cada vez más hacia la unidad.

El parámetro definido fue introducido básicamente para la energía del ⁶⁰Co. Para haces de fotones de energías superiores era cada vez más complicado determinar la dosis absorbida "en aire" debido a que las caperuzas de equilibrio electrónico introducen severas incertidumbres en la medida de la dosis absorbida. Debido a ello Karzmark (Karzmark y cols. 1965), introduce un nuevo concepto conocido como *TPR* (Tissue-Phantom Ratio) pretendiendo mantener la utilidad del *TAR* en haces de alta energía. Su definición se estableció de la siguiente manera:

$$TPR(z, s_z) = \frac{D(z, s_z, f)}{D(z_R, s_z, f)}$$

donde:

 $D(z, s_z, f)$ es la dosis absorbida en agua o maniquí a la profundidad z, con un tamaño de campo a esa profundidad s_z , y una distancia del foco f (Figura 16).

 $D(z_R, s_z, f)$ es la dosis absorbida en agua o maniquí a la profundidad elegida como referencia, con un tamaño de campo a esa profundidad de s_z , y una distancia del foco f.



Un caso, particularmente importante, se presenta cuando $z_R = z_{max}$ y da lugar a un nuevo parámetro introducido por Holt (Holt y cols. 1970) denominado *TMR* (Tissue-Maximun Ratio).

Su relación con el *TAR* y el *TPR* podemos ponerla como:

$$TMR(z, s_z) = \frac{TAR(z, s_z)}{BSF(s_z)}$$
$$TMR(z, s_z) = \frac{TPR(z, s_z)}{TPR(z_{max}, s_z)}$$

Una propiedad importante del concepto de TMR es su relación con el coeficiente de atenuación lineal efectivo μ , que podemos relacionarlos mediante la siguiente expresión:

$$TMR(z,0) = \exp(-\mu \cdot (z - z_{\max}))$$

Conocidos los valores del *TMR* para diferentes profundidades y campos, la extrapolación a campo cero nos permitiría determinar el valor de μ .

El *TMR* tiene el inconveniente de que no puede tener un punto de normalización común para todos los tamaños de campo, ya que la profundidad del punto de máxima dosis disminuye cuando aumenta el tamaño de campo. Por ello, Khan propone en 1980 (Khan y cols. 1980), la idea de utilizar como profundidad de referencia la profundidad mayor de la máxima dosis absorbida. Tanto el *TPR* como el *TMR* podemos relacionarlos con el porcentaje de dosis en profundidad mediante la siguiente expresión:

$$TPR(z,s_z) = \left(\frac{P(z,S,F)}{P(z_R,S,F)}\right) \cdot \left(\frac{F+z}{F+z_R}\right)^2 \cdot \left(\frac{S_p(s_{z_R})}{S_p(s_z)}\right)$$

donde s_z corresponde al tamaño de campo a la profundidad z, S el tamaño de campo en superficie a distancia del foco F y $z_{R'}$ s_{z_R} la profundidad y el tamaño de campo en la profundidad de referencia. Por otro lado, podemos poner:

$$TMR(z, s_z) = \left(\frac{P(z, S, F)}{100}\right) \cdot \left(\frac{F+z}{F+z_{\max}}\right)^2 \cdot \left(\frac{S_p(s_{z_{\max}})}{S_p(s_z)}\right)$$
(5)

donde $z_{\rm max}$ representa la mayor profundidad de la dosis máxima de todos los tamaños de campo.

Un concepto especialmente útil, cuando queremos separar los efectos de la radiación primaria de la dispersa, es extrapolar el valor del *TAR* a campo 0 y obtener el *TAR*(z,0) que representaría los efectos de la dosis absorbida primaria. Por tanto, si queremos conocer la contribución de la radiación dispersa podemos introducir un parámetro nuevo denominado *SAR* (Scatter-Air Ratio) y definido como:

$$SAR(z, s_z) = TAR(z, s_z) - TAR(z, 0)$$

Por analogía podemos definir parámetros equivalentes partiendo del *TPR* o del *TMR* (Khan y cols. 1980). El factor "Scatter-Phantom Ratio" se define como el cociente entre la dosis absorbida dispersada en un punto en el maniquí y la dosis absorbida primaria efectiva en el mismo punto a la profundidad de referencia. Consideramos dosis absorbida primaria efectiva la que resulta al bloquear un campo a una dimensión de 0 x 0 sin cambiar la dispersión debida al colimador (Khan y cols. 1980).

De esta manera podemos poner:

$$SPR(z, s_z) = TPR(z, s_z) \cdot \left(\frac{S_p(s_z)}{S_p(0)}\right) - TPR(z, 0)$$
(6)

A partir del parámetro TMR la ecuación tiene una forma similar a la ecuación (6):

$$SMR(z, s_z) = TMR(z, s_z) \cdot \left(\frac{S_p(s_z)}{S_p(0)}\right) - TMR(z, 0)$$

En ambos casos debe reconocerse que al obtener por extrapolación los factores $S_p(0)$ para el campo cero, éstos difieren de cero según la definición propuesta por Khan y ha dado lugar a una abundante literatura en cuanto a su significado y validez. Debemos entender que un campo cero a efectos prácticos debía ser aquel que no fuera capaz de tener más que una interacción al atravesar el medio de observación.

4.5. Razón dispersa-primaria, (SPR)

En un afán de establecer la fracción de dosis absorbida dispersa a primaria para diferentes condiciones, se define este parámetro como el cociente entre la contribución de dosis absorbida dispersa a la contribución de dosis absorbida primaria a una profundidad *z*, en un maniquí para un tamaño de campo *s* a esa profundidad, *"Scatter-Primary Ratio"(SPR*):

$$S(z,s_z) = \frac{D_{w,s}(z,s_z,F)}{D_{w,p}(z,s_z,F)}$$

Asumiendo que la dosis absorbida a una profundidad z para un tamaño de campo s_z y una distancia al punto de medida F, podemos ponerla como,

$$D_w(z, s_z, F) = D_{w,p}(z, s_z, F) + D_{w,s}(z, s_z, F)$$

donde $D_{w,p}(z,s_z,F)$ es la dosis absorbida debida a los electrones absorbidos cerca del punto de interés que han sido liberados por fotones que interaccionan con el medio la primera vez y $D_{w,s}(z,s_z,F)$ es la dosis absorbida debida a los electrones absorbidos cerca del punto de interés, que han sido liberados por fotones que han interaccionado con el medio más de una vez.

 $D_{w,p}(z,s_z,F)$ a pesar de ser una función de la profundidad, del tamaño de campo a esa profundidad y de la distancia al punto de interés, cuando existen condiciones de equilibrio electrónico lateral, podemos decir que es constante para una profundidad determinada, por tanto $D_{w,p}(z,s_z,F) = D_{w,p}(z,F) = Const(z,F)$.

Debido a que no es posible diferenciar metrológicamente los electrones liberados por fotones incidentes en la primera interacción de los liberados por los fotones dispersos, la única manera de aproximarnos a estos dos parámetros es la medida de la dosis absorbida en campos cada vez más pequeños y aproximar su valor extrapolando su comportamiento a cuando el campo es cero, donde asumiremos por definición que $D_{ws}(z_s s_z F)=0$.

La bondad de la aproximación dependerá de cómo sea la función que representa la disminución de la radiación dispersa a medida que el tamaño de campo se reduce. Esto, como hemos indicado, ha dado lugar a una abundante literatura sobre la validez del concepto "tamaño de campo cero" (Bjärngard y Vadash 1995).

Sin embargo, esta separación de la radiación primaria de la dispersa, como decíamos anteriormente, nos permite aproximarnos a campos complejos a partir de medidas en campos simples. Una solución más aproximada, al menos teóricamente, podríamos obtenerla mediante técnicas de Monte Carlo.

En un trabajo interesante (Bjärngard y Petti 1988) introducen un parámetro geométrico denominado z para haces circulares de radio r a la profundidad z_r y que expresan de la siguiente manera:

$$z = \frac{r \cdot z_r}{r + z_r}$$

Con él llegan a demostrar, basándose en técnicas de Monte Carlo, que para valores pequeños de z_r y r, y valores fijos de r/z_r , se verifica que

$$SPR(r, z_r) = k \cdot \mu \cdot z_r$$

donde k es una constante de proporcionalidad y μ el coeficiente de atenuación lineal para los fotones primarios.

Posteriormente, Nizin (Nizin 1991) utiliza este concepto para obtener la componente primaria por extrapolación lineal de la ecuación anterior a partir de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad.

Los parámetros S y *SPR* definidos anteriormente y que tratan de expresar el mismo concepto, no corresponden a las mismas definiciones en la nomenclatura de Khan y en la expresada por ESTRO y los artículos de Bjärngard, por lo cual deben manejarse con cuidado, sobre todo por ser parámetros que no pueden obtenerse metrológicamente.

4.6. Razón fuera de eje, OAR_p

Cuando se consideran puntos que están fuera del eje, es necesario tener en cuenta tanto la variación de la radiación primaria como la dispersa con relación a los puntos en el eje que hemos venido considerando. En el caso de la radiación dispersa, este efecto estará incluido en los procesos de separación
de la componente primaria y dispersa que tienen fundamentalmente que ver con la forma del campo y por tanto con la del volumen dispersor. Su estimación podemos hacerla a través de métodos aproximados que veremos más adelante. El cambio en el perfil de fluencia a medida que nos separamos del eje, hace que la radiación primaria cambie. La variación de la dosis primaria en un punto de coordenadas (*X*,*Y*,*Z*) respecto al mismo punto en el eje es una función que denominaremos OAR_p , "off axis ratio", siguiendo la terminología de Gibbons (Gibbons 2000). Por tanto, podemos poner que,

$$OAR_{p}(X,Y,Z) = \frac{D_{w,p}(X,Y,Z)}{D_{wp}(0,0,Z)}$$

Debido a que el perfil de la dosis absorbida primaria esta fundamentalmente generado por el filtro aplanador y este tiene simetría radial, es más simple expresar el citado parámetro por sus coordenadas polares,

$$OAR_{p}(r,z) = \frac{D_{w,p}(r,z)}{D_{wp}(0,z)}$$
(7)

El método más preciso para obtener esta función es el recomendado por Gibbons (Gibbons 2000a), obteniendo curvas de porcentaje de dosis en profundidad según diferentes *"fan line"* y sustrayendo la radiación dispersa. También puede obtenerse utilizando campos estrechos según la dirección del *"fan line"* y evaluando la atenuación de diferentes espesores de absorbentes.

Cuando se utiliza cualquier tipo de modulador físico este parámetro también se modifica. El caso más típico es la inserción en el haz de una cuña física, con lo que la función quedaría, en este caso,

$$OAR_{p}^{w}(X,Y,Z) = \frac{D_{w,p}(X,Y,Z)}{D_{wp}(0,0,Z)} \cdot \exp(-\mu \cdot d(X,Y,Z))$$

donde ya no cabría la simetría radial al no tenerla la cuña; μ representaría el coeficiente de atenuación lineal del material de la cuña para la energía en cuestión y d(X,Y,Z) representaría el espesor de material de la cuña atravesado por el rayo desde el punto en cuestión a la fuente.

Cuando el punto está en las proximidades del borde del campo, la forma del perfil varía y es difícil representar su valor debido a que la influencia de los detectores interviene en la determinación de estos parámetros. Una función empírica que funciona suficientemente bien ha sido propuesta por Cunningham (Cunningham y cols. 1972), dividiendo el perfil en regiones (A, B, C, D) (Figura 17).



Figura 17

En la región A, el valor de OAR_p será el obtenido punto a punto a través de la ecuación (7).

En la región B, para puntos donde $r < r_{0'}$ puede expresarse mediante la siguiente función:

$$OAR_p(r,z) = 0, 5 \cdot \exp\left(-\alpha_1 \cdot \frac{(r-r_0)}{p}\right)$$

En la región C, para puntos donde $r > r_0$, puede ser expresado como:

$$OAR_p(r,z) = t + (0,5-t) \cdot \exp\left(-\alpha_2 \frac{(r-r_0)}{p}\right)$$

donde *t* representa la transmisión del colimador y *p* el ancho de la penumbra geométrica y, a_1 y a_2 son dos constantes empíricas cuyos valores se eligen en función del ajuste a los datos medidos.

En la región D, se considera un valor constante igual a *t*, una vez que la exponencial decrece por debajo de *t* x 100%.

5. Cálculo de unidades monitor en campos rectangulares con simetría axial y sin moduladores

La situación más simple que puede presentarse en el cálculo de unidades monitor es aquella que está definida por las condiciones más elementales de la emisión de radiación, esto es, que el haz este conformado únicamente por la posición de las mandíbulas secundarias de la unidad. En esta situación, libre de moduladores de la fluencia, dispondremos de campos rectangulares simétricos.

Si el punto está situado fuera del eje del haz, una buena aproximación es referir la situación a un punto en el eje del haz, en el mismo plano de referencia y aplicar el parámetro *OAR*. Con ello, nos referiremos a puntos únicamente en el eje del haz. Haciendo uso de los parámetros definidos anteriormente, podemos expresar la dosis absorbida dependiendo de cada situación que pueda presentarse.

5.1. Técnica isocéntrica y condiciones de calibración isocéntricas

Entendemos esta situación como aquella en que el coeficiente de calibración y los factores de dispersión se han determinado en el isocentro (Figura 18).

Sea un campo rectangular de dimensiones $a \ge b$ en el isocentro y sea z la profundidad del plano donde se sitúa el punto.



Figura 18

La dosis absorbida será:

 $D(z, s_e, SAD) = M \cdot F_{cr}^i(z_r, s_0, SAD) \cdot S_c(s_{eq}) \cdot S_p(s_{eq}) \cdot TPR(z, s_{eq})$

donde M es el número de unidades monitor que deben aplicarse, z es la profundidad considerada, z_r y s_0 son la profundidad y campo de referencia y s_{eq} es el denominado cuadrado equivalente del campo nominal, cuyos lados son a y b.

El cuadrado equivalente

El concepto de "campo equivalente" es ampliamente usado en el cálculo de la dosis absorbida. Supongamos que una de las propiedades físicas de un haz es dependiente del área y forma del campo. Si conocemos esta propiedad para un conjunto de campos cuadrados medibles y para un campo s, la caracterizamos por un parámetro F(s) y la misma propiedad la conocemos para un conjunto de campos circulares y para uno de ellos de radio r, denotamos el parámetro por F(r), decimos que los campos son equivalentes para esta propiedad si F(s)=F(r). Podemos hacer extensible esta comparación a campos de forma cualquiera, el hacerlo con campos circulares es por razones prácticas.

A través de este concepto, podemos aproximar los parámetros de cálculo medidos a los requeridos, al determinar éstos, para unas condiciones que difieren por la forma o el tamaño de los campos seleccionados para caracterizar los haces.

En algunos casos, se ha encontrado relaciones geométricas entre campos equivalentes que cumplen con la condición expresada. Así, Sterling (Sterling y cols. 1964) encuentra una equivalencia entre campos cuadrados y rectangulares, cuya relación área/perímetro sea la misma. De acuerdo con ello, el lado del campo cuadrado equivalente a uno rectangular de dimensiones *a* x *b* será:

$$s_{eqv} = \frac{2 \cdot a \cdot b}{a+b}$$

Esta fórmula se ha venido utilizando tradicionalmente desde entonces. Day y Aird (Day y Aird 1983) han realizado un estudio detallado de la equivalencia entre campos circulares, cuadrados y rectangulares. La relación con los campos circulares ha sido verificada por diferentes autores y está establecido que la equivalencia de campos ocurre cuando el área de su superficie es la misma. Esto nos permite utilizar la equivalencia:

$$s_{eq} = 1,78 \cdot r$$

donde *r* es el radio del campo circular. De acuerdo con ello, llegamos a una relación de equivalencia entre los campos rectangulares y los circulares, poniendo que:

$$r = 0,561 \cdot \frac{2 \cdot a \cdot b}{a+b}$$

La exactitud de estas equivalencias depende del parámetro al que se aplique la equivalencia, pero puede establecerse que en general, las diferencias son menores de un 2%. Diferentes autores han tratado, en casos concretos, de introducir factores correctores. Algunos de ellos (Vadash y Bjärngard 1993) sugieren introducir un factor A en la fórmula de Sterling dependiente del diseño del colimador y de la energía del haz.

$$s_{eqv} = \left(A+1\right) \cdot \frac{a \cdot b}{A \cdot a + b}$$

5.2. Técnica isocéntrica y condiciones de calibración no isocéntricas

En algunas situaciones, la calibración de la unidad, así como, los factores de dispersión se han obtenido en condiciones no isocéntricas, sin embargo, el tratamiento para el que realizamos el cálculo requiere técnica isocéntrica. En este caso, la dosis absorbida en el punto de cálculo requiere de un proceso complejo de aplicación de los conceptos anunciados anteriormente, que lamentablemente, no aportan gran precisión a los métodos tradicionales. El problema deriva de la aplicación directa del inverso del cuadrado de la distancia cuando tenemos un medio dispersor incluido. La diferencia de omitir el efecto del medio dispersor y considerar el caso como si fuera aire únicamente, es pequeña. La elección de las condiciones de calibración puede complicar así mismo el cálculo. En efecto, consideremos que las condiciones de calibración de la unidad de tratamiento no son isocéntricas, es decir, con una distancia fuente –superficie igual a la distancia al isocentro (f = SAD) y que el factor de calibración se conoce a una profundidad en el eje z_{u} y un tamaño de campo en la superficie c. Los tamaños de campo para los factores de dispersión se definen en la superficie que al coincidir con el isocentro son los que la unidad nos muestre en los indicadores de campo.

Queremos conocer la dosis absorbida en un punto a una profundidad *z*, situado en el isocentro de la máquina. Es decir, la situación anterior.

De acuerdo con la convención de nomenclatura definida para los parámetros de cálculo, podemos partir de la definición de *TPR* (Figura 16) para llegar a la solución y podemos escribir:

$$D_W(z,s,SAD-z) = TPR(z,s) \cdot D_W(z_r,s,SAD-z_r)$$

El valor de $D_W(z_r, s, SAD - z_r)$ no lo conocemos, ya que nuestra calibración nos permite conocer la dosis absorbida en otro punto , esto es, $D_W(z_r, s_o, SAD + z_r)$, donde s_o es el tamaño de campo a la profundidad de referencia y c_o su valor en el isocentro y $SAD + z_r$ la distancia al punto de calibración. Parece lógico que la aplicación del inverso del cuadrado se haga necesaria. Sin embargo, ésta solo puede hacerse con rigurosidad en aire. El paso a una dosis absorbida en "aire", metrológicamente no es posible dado el espesor que requeriríamos para la caperuza de equilibrio a determinadas energías. Pero para resolver el problema, podemos ayudarnos de una variable auxiliar que represente el valor relativo en un punto del medio dispersor sobre la dosis absorbida en un punto para una abertura de colimador y una profundidad determinada (Figura 19).





Denominamos a este parámetro $K(z_r,s_o)$, definido como:

$$K(z_r, s_o) = \frac{D_W(z_r, s_o, SAD + z_r)}{D_{air}(s_o, SAD + z_r)}$$

De esta manera, podemos trabajar sin medio dispersor y aplicar con mayor rigor el inverso del cuadrado.

Sin embargo, convendría primeramente que la abertura del colimador fuera la misma que la existente en el caso problema. Esto lo podemos hacer a través del factor S_c . Si tomamos como referencia el isocentro, en la geometría del problema el valor del tamaño de campo sería s=c, que a la distancia de calibración $(SAD+z_r)$ será $s_r=s \cdot (SAD+z_r)/SAD$, con lo cual podemos poner:

$$D_{air}(s_x, SAD + z_r) \cong D_{air}(s_o, SAD + z_r) \cdot S_c(s_X)$$

utilizando el factor de dispersión de la cabeza para este fin. Así, corregidos los efectos de la geometría, la aplicación del inverso del cuadrado nos lleva a:

$$D_{air}(s, SAD) = D_{air}(s_x, SAD + z_r) \cdot \left(\frac{SAD + z_r}{SAD}\right)^2$$

Aplicando el razonamiento inverso:

$$D_{air}(s,SAD) = \frac{D_W(z_r,s,SAD)}{K'(z_r,s)}$$

donde $K'(z_{v,s})$ corresponde obviamente al efecto de otro volumen de dispersión.

Sustituyendo y teniendo en cuenta la relación entre la dosis absorbida y el coeficiente de calibración, para un número de unidades de monitor *M*:

$$D_w(z_r, s_0, SAD + z_r) = F_c(z_r, s_0, SAD + z_r) \cdot M$$

y ordenando términos concluimos que:

$$D_{w}(z, s_{eq}, SAD) = F_{c}(z_{r}, s_{0}, SAD + z_{r}) \cdot M \cdot \left(\frac{SAD + z_{r}}{SAD}\right)^{2} \cdot S_{c}(s_{X}) \cdot S_{p}(s_{eq}) \cdot TPR(z, s_{eq})$$

Expresión similar a la propuesta por Khan si asumimos como indica ESTRO que:

$$S_p\left(s_{eq}\right) = \frac{K'\left(z_r, s_{eq}\right)}{K\left[z_r, s_0\right]}$$

La diferencia está en la aproximación que se hace al aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia y en la definición de S_c .

5.3. Técnica no isocéntrica y condiciones de calibración isocéntricas

A pesar de que cada día la utilización de técnicas isocéntricas es más frecuente, existe un grupo de tratamientos en los que es imprescindible la utilización de técnicas no isocéntricas. Si la unidad fue calibrada con el isocentro en el punto de medida, debe realizarse una transformación similar a la anterior para aplicar los parámetros de cálculo a este tipo de tratamiento. El resultado sería la expresión:

$$D_w(z, s_{eq}, SAD + z) = F_{cr}^i(z_r, s_z; SAD) \cdot M \cdot \left(\frac{SAD}{SAD + z}\right)^2 \cdot S_c(s'_{eq}) \cdot S_p(s_{eq}) \cdot TPR(z, s_{eq})$$

5.4. Técnica no isocéntrica y condiciones de calibración no isocéntricas

En esta situación, es mejor acudir a los parámetros que utilizan el porcentaje de dosis en profundidad para obtener el número de unidades de monitor correspondientes a una dosis absorbida. La expresión es más simple teniendo siempre en cuenta donde se definieron los parámetros de cálculo (Figura 20).

De acuerdo con la notación que hemos adoptado en este documento, la expresión resultante sería:

$$D_w(z, s_{eq}, SAD + z) = F_{cr}(z_r; s_0; SAD + z_r) \cdot M \cdot S_c(s_{eq}) \cdot S_p(s_{eq}) \cdot \frac{P(z; s_{eq}; SAD)}{100}$$

Como conclusión, debemos aconsejar la conveniencia de que cada unidad de tratamiento esté calibrada en las dos condiciones tanto isocéntrica como no isocéntrica para evitar el tener que utilizar las fórmulas de transformación sugeridas anteriormente u otras similares relacionando otros parámetros diferentes.



Figura 20

6. Cálculo de unidades monitor con atenuadores y moduladores físicos

Denominamos moduladores a cualquier mecanismo o procedimiento que sea capaz de modificar las propiedades del campo de radiación que emerge del sistema de colimación de la unidad de tratamiento. La modulación de un haz es una tarea algunas veces buscada para modificar los perfiles de fluencia de manera unidireccional (cuñas) o multidireccional (compensadores). Estos procesos utilizan dispositivos físicos que pretenden modificar, a través de una atenuación seleccionada, el perfil homogéneo que proporciona un campo simple. Últimamente, estas situaciones se consiguen mediante mecanismos de manipulación de las láminas secundarias (cuñas virtuales o dinámicas) o las láminas de un multilámina, dando lugar a unas nuevas técnicas que genéricamente se denominan "Modulación de intensidad" y donde los moduladores físicos son un caso particular de implementación más antigua.

Por otro lado, existen situaciones especiales en que los elementos atenuadores o modificadores del haz requieren de soportes (bloques de conformación), que de alguna manera, modifican las condiciones del haz al atravesarlo o deben atravesar barreras que soportan al propio paciente (tablero de la mesa, cunas alfa, termoplásticos, etc.).

Un caso especial de atenuadores lo constituyen los elementos utilizados para proteger o conformar determinadas zonas del haz, ya que dado el carácter exponencial de la atenuación, los espesores que se utilizan deben ser aquellos que atenúan el haz en una cantidad que sea compatible con un nivel de toxicidad aceptable en relación con el compromiso que supone la limitación física del espesor. Sin embargo, se presentan situaciones que, por comodidad o impedimento físico, no puede adecuarse el espesor del bloque a cada energía. Esto ocurre cuando, en el sistema de conformación de bloques, el espesor del bloque de material, requerido para contener la fundición de los atenuadores, sólo es posible o conveniente, adquirirla en un espesor para todo tipo de energía. También, los bloques estándar suministrados por el fabricante son únicos, básicamente por simplicidad. En ambos casos, y a menos que se condicione siempre el espesor del haz más energético, pueden presentarse situaciones intermedias, donde el espesor este sobrado para una energía y escaso en otra.

De forma general, podemos decir que estos sistemas modifican los parámetros de cálculo. Por un lado, modifican el espectro por endurecimiento del haz al producir una atenuación selectiva, generación de fotones dispersos consecuencia de la interacción del haz con el material del modulador y contaminando el haz con la producción de electrones de diferente energía que incrementan la dosis absorbida en las profundidades más superficiales. Por otro lado, la atenuación implica una disminución de la fluencia que llega al punto de cálculo.

A pesar de que todas estas modificaciones se deben conocer tanto en cantidad como en calidad, su inclusión en los procedimientos de cálculo de la dosis monitor debe valorarse en función de la importancia que pueda esperarse. Esta importancia está evidentemente relacionada con el espesor del atenuador. Cuanto mayor sea el espesor, los efectos que producirá modificando las características del haz sin atenuador serán mayores.



Figura 21

En el caso de las bandejas soporte y atenuadores, contenidos en las mesas como soportes de inmovilización, el valor de los parámetros relacionados con el *PDP* o el *TMR* apenas se modifican, salvo en las capas más superficiales del maniquí. Estos espesores de materiales, con densidades entre 0,9 y 1,2 g/cm³, se utilizan en espesores entre algunos mm y 10 mm, esto hace que los efectos de dispersión y endurecimiento aludidos podemos considerarlos despreciables, incluso aquellos que tienen que ver con la variación del coeficiente de calibración con el tamaño de campo, aunque debe ser comprobado especialmente en espesores en el entorno de 1 cm y densidades superiores a 1 g/ cm³. Por ello, la modificación de las unidades monitor implicaría únicamente la inclusión de un factor de atenuación que se puede promediar para un tamaño de campo próximo al de referencia. Este factor puede medirse en aire, en un minimaniquí o en agua y lo definiremos como:

$$K_t(s_m) = \frac{D_{w,t}(z_r, s_z, f)}{D_w(z_r, s_z, f)} = \frac{D_{\min,t}(s_m, f)}{D_{\min}s_m, f}$$

donde el subíndice t indica la inclusión de la bandeja al evaluar el parámetro y s_m un campo intermedio.

Debe tenerse en cuenta que estos factores, en general, son mayores que 0,95. No obstante, podemos establecer un factor de bandeja dependiente del tamaño de campo. Debe tenerse en cuenta que, en muchos casos, la estructura de las bandejas es heterogénea debido a que disponen de agujeros o ranuras de diferente disposición. Por ello, en caso de utilizar un factor dependiente del tamaño de campo, no debe, en principio, utilizarse el concepto de cuadrado equivalente. En general, podremos poner:

$$D_{w,t}(z, s_{eq}, SAD + z) = D_w(z, s_{eq}, SAD + z) \cdot K_t$$

$$D_{w,t}(z, s_{eq}, SAD) = D_w(z, s_{eq}, SAD) \cdot K_t$$

En el caso de los bloques de conformación, el efecto es difícilmente cuantificable sobre puntos dentro del campo de irradiación, como veremos más adelante, y su efecto sobre un punto inmediatamente fuera del campo conformado. Lo más aproximado debería ser incluir un factor de atenuación dependiendo del espesor del bloque multiplicado por $OAR_p(r,z)$.

Un tratamiento diferente tienen los filtros cuñas. Un filtro cuña reduce significativamente la dosis absorbida suministrada en el eje del haz. La razón de la dosis absorbida por unidad monitor proporcionada por la unidad de tratamiento con y sin el filtro cuña lo definiremos como "Factor cuña". Este factor dependerá de varios aspectos distintos (Figura 21), con diferente grado de importancia y que resumimos como los siguientes:

- Material de atenuación.
- Posición.
- Perfil del filtro.
- Tamaño de campo.
- Profundidad del punto de cálculo.
- Distancia foco-superficie.

El material utilizado para atenuar selectivamente el haz suele estar hecho en plomo, latón, acero o incluso mezcla de materiales. Esto condicionará los espesores que darán lugar a la modulación y dependiendo de la energía del haz proporcionarán una población de fotones secundarios y electrones que se añadirán al haz original.

La posición es importante, ya que en el caso de que ésta esté situada después de la colimación secundaria, su distancia a la superficie del paciente condicionará el aporte de contaminación al haz original que llega a la superficie del paciente. En muchos aceleradores, existen dos posiciones superior e inferior, dependiendo de su distancia a las mandíbulas inferiores del colimador secundario. En general, esta posición está entre un 40% y un 70% de la *SAD*. En el caso de las cuñas motorizadas, estas se sitúan inmediatamente después de la cámara monitora con lo que es importante el efecto que puedan tener por retrodispersión sobre la cámara monitora. La presencia de una cuña motorizada puede añadir tanto como un 10-15% de radiación dispersa a la cámara. Algunos fabricantes tratan de poner filtros que atenúen este efecto. En todo caso, la ventaja está en que, al situarse encima de la colimación secundaria, el volumen de la cuña está irradiándose siempre de forma completa con lo que el efecto sobre el factor de cuña no cambia.

El perfil del filtro determinará la modulación dando lugar a una heterogeneidad en la distribución espacial del espectro que dificultará, dependiendo de la respuesta del detector, la determinación del factor de cuña y que condicionará su dependencia con el tamaño de campo y la profundidad de cálculo.

El tamaño de campo condiciona de forma significativa el factor de cuña. Diferentes autores han estudiado la importancia relativa de algunos factores sobre la dependencia del tamaño de campo con diferentes conclusiones, que en muchos casos, están condicionadas por la geometría. Lo verdaderamente importante es la dependencia del factor con el tamaño de campo y como tratar de cuantificar este efecto, especialmente, con la existencia o no de un cuadrado equivalente, que se adapte al mayor número de situaciones posibles. Un caso especialmente interesante, es la elección de este factor en el caso de los campos asimétricos y los bloques de conformación.

La dependencia con la profundidad parece una consecuencia lógica del endurecimiento del haz y el nivel de modulación (ángulo de cuña) que contribuirán de forma diferente tanto al aporte de radiación primaria como dispersa. Igual que con el tamaño de campo, numerosos autores han estudiado las posibles causas y dependencias relativas. La conclusión es similar, independiente del efecto relativo, el factor de cuña depende de la profundidad del punto de medida.

A pesar de los pocos datos disponibles, se han demostrado cambios significativos en la posición virtual de la fuente. Las desviaciones más grandes parece que se obtienen para las profundidades y distancias fuente-superficie más pequeñas.

De acuerdo con lo que hemos expresado anteriormente, prácticamente todos los parámetros de cálculo deben ser medidos con el filtro incluido en el haz debido a que todos se modifican (Figura 22). Esto está en función del compromiso que debe establecerse entre la exactitud que se desea alcanzar y el nivel de simplificación de los cálculos.

La ESTRO, en aras de mantener una coherencia en la nomenclatura, separa el efecto en la variación del tamaño de campo y el efecto de atenuación. Así define el factor de cuña, dependiendo si la determinación metrológica parte de la medida en un minimaniquí o si se determina en un maniquí extenso y propone una relación entre estos factores, en realidad, complicando el proceso, pero manteniendo la coherencia de separar escrupulosamente los efectos.

Como indicábamos al comienzo, debe existir un compromiso entre el nivel de exactitud en el cálculo y complicación en la utilización de los parámetros. La diferencia entre unidades monitor utilizando diferentes sistemas de cálculo es poca, una vez introducidos los efectos más significativos como son la atenuación de filtro y algún tipo de dependencia del campo y de la profundidad. Una solución es considerar cada cuña como una máquina independiente y hacerle un tratamiento similar al de campos abiertos. Pero si lo que se pretende es utilizar algunos factores que se han medido para campos abiertos debe aceptarse un compromiso entre dificultad de cálculo y número de medidas que deben realizarse para caracterizar las cuñas. Debe tenerse en cuenta que abundar en el número de parámetros algunas veces lleva a error, simplemente por confusión al elegir unas condiciones con respecto a otras. Una manera más simplificada (Gibbons 2000b), utilizando los parámetros para campos abiertos, consiste en definir dos factores cuña. Uno de ellos tiene en cuenta la dependencia con el tamaño de campo $K_{W,c}(s)$, definido como el cociente de las ionizaciones dependiendo del tamaño de campo con y sin cuña para una profundidad de referencia, y otro, el efecto de la profundidad $K_{W,Z}(z)$, medido para el campo de referencia $s_{z'}$ generalmente 10 cm x 10 cm.



En el segundo caso el factor puede estimarse como la razón de dos curvas de porcentaje de dosis en profundidad con y sin cuña para las condiciones de campo y distancia foco-superficie de referencia. Así, las ecuaciones para las situaciones de calibración isocéntrica y distancia fija serían, asumiendo que los factores enunciados no dependen de estas condiciones y que se cumple lo expresado para el cuadrado equivalente en el caso de campos abiertos, las siguientes:

$$D_{w,t}(z, s_{eq}, SAD) = D_w(z, s_{eq}, SAD) \cdot K_{W,c}(s_{eq}) \cdot K_{W,Z}(z)$$

$$D_{w,t}(z, s_{eq}, SAD + z) = D_w(z, s_{eq}, SAD + z) \cdot K_{W,Z}(z)$$

A continuación,	y en la tabla 2 se	muestra un	ejemplo	referido a	aun	acele-
rador Varian 2100C/I	D.					

Angle (type)	Max	Side of equivalent square [cm]					
	Width	5	10	15	20	25	
15 _u º (upper)	20 cm	0,762	0,763	0,767	0,774	0,786	
30 _u º (upper)	20 cm	0,612	0,614	0,622	0,631	0,648	
45 _u ° (upper)	20 cm	0,478	0,479	0,484	0,491	0,503	
60 _u ° (upper)	15 cm	0,392	0,394	0,400	0,414		
15 _l ° (lower)	20 cm	0,752	0,758	0,767	0,777		
30 _l ° (lower)	20 cm	0,598	0,607	0,620	0,633		
45 _l ° (lower)	20 cm	0,466	0,472	0,481	0,491		
60 ₁ ° (lower)	15 cm	0,376	0,383	0,393			

b)

a)

Depth [cm]	Upper Wedges				Lower Wedges			
	15 _u °	30 _u °	45 _u °	60 _u °	15 ₁ °	30 _l °	45 _l °	60 _l °
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5,0	1,002	1,005	1,004	1,006	0,997	0,999	1,008	1,008
10,0	1,008	1,017	1,025	1,027	1,003	1,009	1,021	1,026
15,0	1,012	1,027	1,038	1,045	1,008	1,018	1,037	1,045
20,0	1,019	1,038	1,060	1,067	1,016	1,029	1,055	1,063
25,0	1,022	1,047	1,064	1,081	1,017	1,034	1,065	1,075

Tabla 2. Factor de cuña en función del tamaño de campo (a) y en función de la profundidad (b). Datos de Palmetto-Richland Memorial Hospital (Gibbons 2000b).

7. Cálculo de unidades monitor en campos asimétricos

Prácticamente en todas las unidades modernas, que utilizan aceleradores lineales, existe la posibilidad de situar las mandíbulas del colimador secundario de forma independiente con respecto al eje del haz, incluso es posible que las mandíbulas en su desplazamiento superen la posición del eje del haz, proporcionando campos de radiación completamente asimétricos con el eje del haz fuera del campo de radiación.

Ha habido intentos de disponer de esta posibilidad en algunas unidades de cobalto.

Esta posibilidad, permite unas facilidades de situación del haz con respecto al volumen a tratar, que simplifica la elección del isocentro con respecto al volumen blanco. Entre las ventajas clínicas que podemos resaltar están:

- Utilización de un centraje del campo sin necesidad de situarlo exactamente equidistante de los lados del campo rectangular circunscrito al volumen blanco. Esta situación permite simplificar de forma significativa la toma de datos, que en ausencia de esta posibilidad debía decidirse a través de fluoroscopia.
- Disminución, en muchas situaciones, del tamaño de los bloques de conformación.
- Elección de un isocentro único para diferentes fases del plan de tratamiento.
- Unión de campos sin divergencia: paralelos, opuestos y perpendiculares.
- Terapia rotatoria con zonas de riesgo próximas al volumen blanco.

Para estas ventajas indudables que aporta el desarrollo tecnológico, hay que pagar el precio de complicar de forma importante los parámetros dosimétricos que caracterizan el haz, los factores de campo, el *PDP* o el *TPR* y los perfiles. Estas variaciones con respecto a los campos simétricos son, tanto más importantes, cuanto mayor es la asimetría planteada. En situaciones extremas, cuando se pretende eliminar la divergencia del haz en un lado, existen dificultades importantes en la medida de la dosis absorbida debido a la importancia que cobra la respuesta espacial del detector. Esto significa que deben estar perfectamente caracterizadas las consecuencias de su utilización y, si no, es preferible no usarlos.

Sin embargo, la facilidad de planteamiento de su uso hace que con mucha frecuencia se convierta en abuso y se utilicen para corregir en exceso una mala elección de la situación del haz o una excesiva simplificación de la situación de un conjunto de haces con isocentro único. La complejidad dosimétrica que im-

plica y el nivel de incertidumbre que introduce en muchas situaciones, hacen que deba valorarse muy bien la ganancia que aporta al paciente.

Asimismo, los campos asimétricos implican complicar la aceptación y personalización, no sólo de la unidad de tratamiento, también de los simuladores, sistemas de planificación y sistemas de registro y verificación.

Uno de los problemas que debe resolverse es la nomenclatura de las mandíbulas en relación con el giro del colimador, del brazo y de la mesa. A pesar de la normativa IEC, muchos fabricantes no se adaptan a la misma y utilizan su propia nomenclatura, lo que hace que la transferencia de información entre los diferentes sistemas debe ser verificada muy cuidadosamente.

Un aspecto a tener en cuenta, cuando se consideran campos asimétricos, es la distinción entre el eje del colimador, eje perpendicular al plano del isocentro pasando por la fuente (C) (Figura 23), y el eje del campo que es un eje que pasando por el centro del campo definido por las mandíbulas, pasa por la fuente (C'). La distancia entre la intersección de este eje con el plano a la profundidad de referencia (z_r) y el eje de radiación de la unidad determinan la distancia fuera de eje ("offset") a la que nos referiremos en los cálculos.



Figura 23

Durante la pasada década, la dosimetría de campos asimétricos ha dado lugar a una nutrida colección de publicaciones tratando de analizar las peculiaridades específicas de este tipo de haces (Kwa y cols. 1994; Cadman 1995; Georg 1999; Gibbons y Khan 1995; Marinello y Dutreix 1992; Murray y cols. 1995; Venselaar y Beckers 1999, etc.). Las conclusiones más generales podíamos resumirlas, igual que hicimos con las cuñas, en que prácticamente todos los parámetros de cálculo varían en alguna medida, de manera que el conocimiento más cuidadoso de su comportamiento se obtendrá determinando metrológicamente el comportamiento de estos parámetros. Sin embargo, dada la complejidad de un programa de estas características, se han buscado procedimientos que traten de modificar ligeramente el planteamiento desarrollado para haces simétricos. La aproximación a una situación concreta de los cálculos será mayor, cuanto más datos dispongamos de los haces en las condiciones de cálculo.

Los trabajos aludidos nos demuestran algunas situaciones que razonablemente simplificarán los cálculos:

- El perfil de fluencia que llega a la superficie de maniquí tiene un comportamiento simétrico y está únicamente determinado por el efecto del filtro aplanador. Podremos obtenerlo midiéndolo para la máxima abertura de las mandíbulas.
- El factor de campo en aire que traduce la variación relativa de la fluencia es dependiente del tamaño de campo, es decir, de la posición de las cuatro mandíbulas y no varía significativamente con la posición del punto de cálculo. Esto es:

$$S_c(X_1, X_2, Y_1, Y_2) \cong S_{cr}(X_1, X_2, Y_1, Y_2, r)$$

donde S_c representa el valor para un campo centrado en el eje del colimador y S_{cr} representa la misma situación pero el campo centrado a una distancia r del eje del colimador. Debe tenerse en cuenta, no obstante, la variación del perfil de fluencia en aire, $OAR_{air}(r)$.

- El efecto de la dispersión del haz en el maniquí es fundamentalmente dependiente del tamaño de campo por lo que pueden utilizarse sin error significativo los valores obtenidos para campos rectangulares simétricos que representen un volumen dispersor equivalente.
- El efecto que nos informa de la variación espacial del espectro emitido, a través de la atenuación del haz, bien mediante las curvas de dosis en profundidad o de *TPR*, o la razón volumen-dispersor V, es que su distancia al eje debe modificar estos parámetros debido, por un lado, a una diferente contaminación de electrones que llegan a

la superficie, y por otro lado, a un ablandamiento del haz a medida que nos separamos del eje por disponer de una región del haz que al atravesar el filtro aplanador ve el punto de cálculo con menor espesor y por tanto menos filtrado. Sin embargo, esta variación no será significativa más que a distancias importantes del eje del colimador y dependiente de cada acelerador. Así podríamos establecer para cada acelerador, una distancia al eje donde puedan, sin merma significativa de la exactitud, utilizarse los valores para campos simétricos y utilizar un factor, si lo hubiera, que corrija estos parámetros para valores mayores que éste. Este factor dependería de la distancia al eje y de la profundidad. Podría obtenerse, bien a través de medidas directas de los parámetros o determinando la variación del coeficiente de atenuación del haz primario en función de la distancia (Bjärngard y Vadash 1998; Georg y Dutreix 1999). De forma general, debemos considerar los términos $P_{x}(z,s,F,r)$, $TPR_{x}(z,s)$ donde r significa la distancia del punto de cálculo al eje del colimador en el plano de cálculo. Por otro lado, la profundidad z deberá considerarse a lo largo del eje del haz y no del eje del colimador.

Con ello, podemos aplicar las ecuaciones para campos simétricos sin más que sustituir los parámetros de cálculo por los modificados por la condición de asimetría. En general, podemos poner que:

$$D(r; s_e, z, SAD) = M \cdot F_{cr}^i(z_r, s_0; SAD) \cdot S_{cr}(X_1, X_2, Y_1, Y_2; r) \cdot OAR_{air}(r) \cdot S_p(s_e) \cdot TPR_r(z, s_e)$$

Si situamos en el camino del haz cualquier tipo de atenuador, especialmente filtros cuñas, deberemos hacer un planteamiento similar al anterior y notar las variables con una *w* para indicar que existe una cuña $(S_{c,w,r}, S_{p,w,r}, P_{w,r}, TPR_{w,r})$.

8. Tratamiento de las cuñas dinámicas

Las denominadas cuñas dinámicas fue el primer intento de modular la fluencia que entrega en la superficie del paciente una unidad de tratamiento sin necesidad de utilizar filtros o compensadores. El principio de forma general, utiliza la suma o superposición de campos de distinto tamaño que situados convenientemente desplazados y con diferentes unidades monitor producen el mismo efecto de modulación que una cuña con filtro físico. Un algoritmo dedicado permite proporcionar estos campos de forma secuencial describiendo la posición de una de las mandíbulas del colimador como función de las unidades monitor. El primer dispositivo de estas características fue desarrollado por Varian denominándola "Dynamic Wedge". En cada posición, las unidades monitor que se deben entregar se controlan modificando la tasa de dosis absorbida y la velocidad de desplazamiento. La segmentación para cada ángulo de cuña se controla mediante una tabla (STT) que dependerá de la energía. Posteriormente se modificó la tabla haciéndola única para cada energía y consiguiendo ángulos de modulación entre 10º y 60º "Enhanced Dynamic Wedge" (EDW). En el fichero que contiene la tabla denominado "Golden Segmentated Treatment Table" (GSTT), figuran las unidades monitor acumuladas en cada posición de la mandíbula móvil para el campo más grande realizable con la EDW.

Este campo corresponde a un campo asimétrico en el que la mandíbula móvil viaja desde la posición abierta en $Y_m = 20$ cm, hasta la posición cerrada en $Y_m = -10$ cm, encontrándose con la otra mandíbula Y, que ha permanecido fija. En la práctica, la mandíbula móvil detiene su movimiento siempre a 0,5 cm de la posición de la mandíbula fija. Para dar un número arbitrario de unidades monitor (UM), el fichero se normaliza por las UM acumuladas para la última posición del colimador móvil y se pone en escala por las UM que se quieren impartir. Para cualquier otro tamaño de campo, la *GSTT* se fracciona quedándose solamente con la parte comprendida entre la posición inicial y final de la mandíbula móvil y se pone en escala por las UM monitor que se quieren impartir con las UM acumuladas en la última posición de la mandíbula móvil, como en el caso anterior.

Cuando el ángulo de cuña es diferente al valor que se genera mediante la aplicación directa de la *GSTT*, la *EDW* modifica el número de UM que se imparten en abierto en la misma manera en la que lo hace una cuña motorizada. A medida que el ángulo de cuña es menor, la fracción de UM que se imparten antes de que empiece el movimiento de la mandíbula móvil es mayor. En cualquier caso, tanto la velocidad de movimiento de la mandíbula como la tasa de dosis absorbida se ajustan interactivamente, para optimizar el tiempo de irradiación y la distribución de dosis absorbida.

El factor cuña para campos de la *EDW* resulta entonces dependiente de la última posición de la mandíbula móvil a través del factor de normalización explicado, y varía de una manera inversa a como lo hace para cuñas físicas. El factor cuña se reduce a medida que se aumenta el tamaño del campo de irradiación.

Existen varias formas de determinar la dosis absorbida en el caso de las cuñas dinámicas. Una de ellas parte del uso de la tabla que genera los perfiles. De acuerdo al procedimiento establecido por Liu (Liu y cols. 1998), definimos un "factor de cuña normalizado" de la siguiente manera:

$$k_{dw}(s) = \frac{D_{w,W}(s)}{D_{w}(s)} \cdot N(Y_{fin})$$

Así la expresión para la dosis absorbida quedaría como:

 $D_{dw}(z, s_e, F) = M \cdot F_{cr}^i(z_r, s_0; SAD) \cdot k_{dw}(s_0) \cdot N(s_y) \cdot S_{c,n}(s_x, s_y) \cdot S_p(s_{eq}) \cdot TPR(z, s_e)$

donde $S_{c,n'}$ es el factor de dispersión por el colimador normalizado y $N(s_y)$ es el valor normalizado de la última posición.

Una de las características de funcionamiento de la *EDW*, es que el factor k_{dw} es independiente de la posición de las mandíbulas *X*. En realidad, depende prácticamente sólo de la posición final de la mandíbula móvil *Y*. Con ello, para obtener el factor k_{dw} para cualquier campo sería suficiente con obtenerlo de una tabla para campos cuadrados, tomándolo como el del campo cuadrado en el que el valor de la posición de la mandíbula fija coincida con la del campo que se quiere calcular. También basta con tenerlo parametrizado para la cuña de 60°. Para otro ángulo de cuña α , el factor debe ser pesado con la fracción de dosis absorbida que se da en abierto. La *EDW* se comporta de una manera análoga a una cuña motorizada.

En definitiva, al tratarse de una cuña única que se combina como una cuña motorizada y el efecto de modulación es el de superposición de campos asimétricos, deberíamos conocer el número de unidades monitor que deberemos dar con el campo abierto en relación con el de la cuña, de acuerdo a la formula anterior. En el caso de la cuña, deberíamos considerar cada posición de las mandíbulas definidas por la tabla como ponderación de un campo asimétrico y darle el tratamiento expresado anteriormente.

$$D(x,y;z;s;F;60) = \sum_{i} D_i(x,y;z;s;F) \cdot (GSTT)_i$$

9. Cálculo de unidades monitor en campos irregulares determinados por bloques y colimadores multilámina

Una de las formas más simples de disminuir la toxicidad de los tejidos sanos con relación a los patológicos es adaptar lo más posible la forma del campo a la del contorno que se ve desde la fuente. El colimador secundario al no permitir más que haces rectangulares no es un procedimiento óptimo para conformar el campo. Por ello, tradicionalmente se han venido utilizando bloques de material de suficiente densidad que permitan eliminar aquellas áreas que hacen que el campo rectangular no pueda aproximarse al contorno del volumen blanco. Estos bloques pueden ser fabricados de forma que el haz adquiera una forma irregular que se adapte al contorno. Visto así, un bloque de conformación se convierte en un colimador terciario que está situado en los aceleradores en bandejas a una distancia de la fuente próxima a los 65 cm.

A partir de la década de los noventa prácticamente se generalizó la inclusión en los aceleradores de un dispositivo que sustituía de forma cada vez más eficiente el trabajo de los bloques de conformación. Este dispositivo denominado "Colimador Multilámina" (*MLC*) permite dar forma al campo de radiación a través de un sistema de colimación móvil formado por un conjunto de láminas sobre las que se puede actuar de forma independiente, y que se desplazan paralela o perpendicularmente a las mandíbulas del colimador secundario o lo sustituyen, dependiendo de los fabricantes. Así un *MLC* puede tener las características de colimación terciaria (Varian) o secundaria (Elekta, Siemens)(Figura 24).

Cualquiera de los sistemas que utilicemos para conformar un campo de radiación modifica las características de emisión de la fuente de radiación, de manera que las características de fluencia que llegan a la superficie del paciente son diferentes a las que tendríamos en su ausencia y, por tanto, los parámetros de cálculo que definimos deben tener en cuenta estas modificaciones.

La primera decisión que debemos tomar es conocer si los parámetros básicos de cálculo que hemos venido definiendo es posible utilizarlos de forma combinada. Esta situación se ha presentado también en el caso de las cuñas y bandejas. Por tanto, deberemos conocer como afectan los nuevos elementos a parámetros como el S_c , S_p , P y T. Es evidente que en el caso del multilámina estos parámetros se deben modificar dependiendo de la situación de las láminas y su relación con la cámara monitora y la abertura de los colimadores secundarios. En este apartado, el efecto que nos interesa resaltar es la utilización de los parámetros medibles definidos anteriormente cuando disponemos de un haz de forma compleja. Utilizaremos el subíndice i para denotar que los parámetros se han medido en las condiciones que se calcula el campo irregular, bien entendido que podrían utilizarse las relativas a campos rectangulares con o sin elementos moduladores, si estos no difieren sensiblemente de los otros. En el caso específico del efecto combinado de bloques y cuñas, el utilizar las medidas en un minimaniquí para que sirva de puente entre ambas situaciones es lo más recomendable.



La mejor forma de atacar el problema es separar la componente primaria y dispersa que llega al punto. Entre los parámetros que hemos definido que nos permiten esta separación están el *SPR* o *SMR* y la razón dispersa a primaria *SPR*. Estos parámetros dependen de la profundidad y del tamaño y forma del

campo. Con estos parámetros podemos realizar una integración de la dispersión ("scatter integration") acumulando el efecto sobre el punto de un conjunto de volúmenes en los que podemos dividir el volumen dispersor.

En aquellos puntos donde la contribución de la radiación primaria es constante a través del haz, esta integración solo requiere tener en cuenta los efectos geométricos. Si utilizamos coordenadas polares para indicar la posición del punto de cálculo, la dosis absorbida debida a la radiación dispersa podemos expresarla como:

$$D_{w,s}(z,s_z,F) = D_{w,p}(z,s_z,F) \cdot \frac{1}{2\pi} \cdot \oint_{\theta} SPR(r,\theta) d\theta$$

donde el subíndice w indica el agua y s y p, indican la radiación dispersa y primaria respectivamente.

Esta expresión podemos aproximarla mediante la conocida fórmula de Clarkson, donde dividimos el campo irregular en un conjunto de *n* triángulos que aproximamos a sectores de ángulo $\Delta \theta$.

Con ello la expresión nos queda como:

$$D_{w,s}(z,s_z,F) = D_{w,p}(z,s_z,F) \cdot \overline{SPR}(r_i,\theta_i)$$

y

$$\overline{SPR}(r_i, \theta_i) = \frac{1}{2\pi} \cdot \sum_{i=1}^n SPR(r_i, \theta_i) \cdot \Delta \theta_i d$$

En caso de utilizar los parámetros *TMR*, la expresión que nos permite obtener el valor del *TMR* en un punto del eje vendrá expresado por:

$$\overline{TMR}(z, s_{eq}(r_i)) = \left[TMR(z, 0) + \frac{1}{2\pi} \cdot \sum_{i=1}^{n} SMR(z, r_i) \cdot \Delta\theta_i\right] \cdot \frac{S_p(0)}{S_p(s_{eq}(r_i))}$$

Estas expresiones son rigurosamente válidas solamente en puntos a lo largo del eje central de un haz que incide normalmente en un maniquí infinito de superficie plana.

En los casos en que el punto no esté en el eje del haz, deberemos modificar la expresión multiplicándola por el factor OAR_{p} ; además puede que el punto de cálculo esté en una posición que al realizar la elección de los sectores alrededor del punto de cálculo, algunos sectores queden fuera del campo o

parte de ellos, como muestra la figura 25, análoga a la figura 5 presentada en el tema 4 del presente volumen. En este caso, puede utilizarse una variable auxiliar que permita eliminar aquellas áreas que no contribuyan a la dispersión en el punto. La expresión quedará:

$$\overline{TMR}(z, s_{eq}(r_i)) = \left[TMR(z, 0) + \frac{1}{2\pi} \cdot \sum_{i=1}^{n} \delta_j \cdot SMR(z, r_i) \cdot \Delta\theta_i\right] \cdot \frac{S_p(0)}{S_p(s_{eq}(r_i))}$$

La variable δ_j tomará el valor +1 o -1 dependiendo si la dispersión para el sector j debe ser añadida o sustraída al sumando.



Figura 25

La expresión más general quedará, por tanto, para calibración isocéntrica como:

$$D_W(r, Z; s_{eq}, z, SAD) = M \cdot F_{cr}^i(z_r; s_0; SAD) \cdot S_{cp}(s_{eq}) \cdot \overline{TMR}(z, s_{eq}) \cdot OAR_p(r, Z)$$

 $\overline{TMR}(z, s_{eq})$ se puede convertir a porcentaje de dosis en profundidad mediante una ecuación similar a (5).

$$P(z,S,F) = 100 \cdot \left[OAR_p \cdot TMR(z,0) + \overline{SMR}(z,r_i)\right] \cdot \frac{S_p(0)}{\overline{S_p(r_i)}} \cdot \frac{\overline{S_p(r_i)}}{S_p(z_r)} \cdot \left(\frac{F + z_{\max}}{F + z}\right)^2$$

10. El tratamiento de las heterogeneidades y su influencia en el cálculo de unidades monitor

Uno de los aspectos que más han hecho incentivar el desarrollo de los métodos de cálculo disponibles en los sistemas de planificación ha sido el tratamiento de las regiones que presentan una diferencia notable, fundamentalmente en densidad electrónica, con la de un maniquí homogéneo donde se realiza la determinación metrológica de los parámetros que caracterizan el haz. Los métodos que permiten considerar la inclusión de heterogeneidades se empezaron a utilizar en la década de los 60. Posteriormente el *TC* aportó la información necesaria, no sólo en la caracterización tisular a partir de las relaciones entre números Hounsfield y densidad electrónica, sino en la distribución espacial de la misma.

Las correcciones necesarias para el cálculo de unidades monitor no son tan simples como en los casos que nos han precedido. La heterogeneidad tanto tisular como morfológica hace que se requieran herramientas de cálculo más potentes que las necesarias hasta ahora, tanto desde el punto de vista matemático, como informático. Tratar, por tanto, de proponer una expresión simple, con parámetros de cálculo convencionales no puede llevarnos más que a cometer importantes errores.

Una heterogeneidad que es atravesada por un haz modifica completamente la distribución de dosis absorbida. Si lo que pretendemos es comprobar el nivel de exactitud con el que trabaja el planificador, no nos queda más remedio que comparar los resultados con procedimientos metrólogicos, de por sí difíciles de realizar, por las características físicas de los propios elementos heterogéneos y por las dificultades de medir muchas veces fuera de condiciones de falta de equilibrio electrónico que nos impiden transformar la señal del detector en dosis absorbida. No obstante, podemos intentar buscar algún factor de corrección a la dosis absorbida en un punto que nos permita estimar si en un caso clínico concreto, sobre el que no habría posibilidad de comparación metrológica con el planificador, responde de forma parecida o acotar el error de manera que podamos tomar alguna decisión clínica sobre las unidades de monitor que debe utilizarse en un tratamiento. El método propuesto deberá ser simple, esto es, que pueda ser realizado a mano, ya que, no tendría sentido utilizar procedimientos de cálculo con una complejidad próxima a la del planificador que debemos de controlar.

El informe 85 del "Task Group nº 65" de la AAPM (AAPM 2004), resume de forma detallada el tratamiento de los métodos de cálculo con heterogeneidades, deteniéndose más en la obtención de las distribuciones de dosis absorbida, que en el cálculo de las unidades de monitor. De acuerdo con el documento, deberemos distinguir aquellos procedimientos de cálculo donde se considera una deposición local de energía sin transporte de electrones de los que los tienen en cuenta y, de ambos, los que consideran el cálculo en una dimensión o en tres.

Consideraremos, por tanto, únicamente, los procedimientos unidimensionales sin transporte electrónico, por ser los más asequibles al cálculo manual, un tratamiento más riguroso estaría fuera del objetivo de este trabajo.

La expresión más general de la dosis absorbida en un medio homogéneo podemos ponerla, en condiciones isocéntricas, de la siguiente forma:

$$D_w(z, s_{eq}, SAD) = F_c(z_r, s_z, SAD + z_r) \cdot M \cdot \prod f_{eq}$$

donde f_i es un conjunto de parámetros de cálculo de diferente naturaleza que hemos venido comentando en apartados anteriores.

Podemos plantear una solución al problema considerando que la presencia de una heterogeneidad modificará la dosis absorbida anteriormente expresada, multiplicada por un factor de corrección K_h y expresando la solución de la siguiente manera:

$$D_{w,h}(z, s_{eq}, SAD) = D_{w,h}(z, s_{eq}, SAD) \cdot K_h$$

donde,

$$K_h = \prod_i k_i (f_i)$$

y k_i corresponde al efecto que sobre el cálculo total tendría la heterogeneidad sobre cada parámetro f_i , no sobre el cambio en el parámetro.

Es difícil conocer o determinar el valor de cada $k_{i'}$ pero podemos estimar el valor de la corrección total $K_{h'}$ si consideramos modelos elementales unidimensionales.

Estos métodos nos permiten aproximaciones próximas al 5% cuando consideremos una distribución semi-infinita del medio, en capas de diferente densidad y que toda la energía depositada por las interacciones de los fotones es depositada localmente en el punto de interacción.

Como ya se ha indicado en el tema 4, punto 4.1.4, la estimación más simple que puede utilizarse es determinar el valor del coeficiente de atenuación lineal efectivo μ_e para la energía considerada y calcular la profundidad radiológica o profundidad equivalente definida como:

$$d' = \sum_{i} (\Delta d_i) \cdot \rho_i$$

donde Δd_i son los espesores de tejido con diferente densidad electrónica ρ_i que se encuentran entre la superficie del paciente y el punto de cálculo. Así podemos poner:

$$K_h = \exp\left[\mu' \cdot \left(d - d'\right)\right]$$

Otro método utilizado para estimar la dosis absorbida consiste en utilizar la razón siguiente:

$$K_h = \frac{T(d',s)}{T(d,s)}$$

donde *T* es el *TAR*, *TMR* o *TPR* para un tamaño de campo *s* a la profundidad de cálculo; *d* y *d'*, están definidos anteriormente.

Este método, en definitiva, implica un desplazamiento de las curvas de isodosis o la consideración de utilizar una distancia fuente-superficie diferente. Por ello, el método tradicionalmente se ha venido denominando: razón de *TAR*, *SSD* efectiva o desplazamiento de las isodosis. El método proporciona una corrección muy aproximada para la dosis absorbida si se aplica en condiciones de equilibrio electrónico. La corrección por la contribución de la dispersión de los fotones está implícitamente considerada a través del parámetro *SAR*, *SMR* o *TPR*, sin embargo, para que la puesta en escala fuera correcta debería ponerse en escala la dimensión del campo, a la profundidad de cálculo, por la densidad de acuerdo al Teorema de O'Connor. No es posible realizar una dimensión de campo equivalente cuando la heterogeneidad esta situada entre dos espesores de tejido equivalente.

La corrección no tiene en cuenta la posición de la heterogeneidad relativa al punto *P*.



En un intento de mejorar la aproximación de la corrección Batho (Batho 1964) y posteriormente, Young y Gaylord (Young y Gaylord 1970), introducen un método empírico utilizando una expresión similar a la anterior pero modificando los valores del cociente por una dependencia potencial de la densidad.

La expresión para el factor de corrección podemos ponerla, para puntos exteriores a la heterogeneidad, como:

1

$$K_h = \left[\frac{T(d_2, s)}{T(d_1, s)}\right]^{\rho_h - 1}$$

donde d_2 es la distancia de la superficie de la heterogeneidad al punto de cálculo y d_1 la distancia más próxima a la heterogeneidad desde el punto de cálculo, como muestra la figura 26.

En el caso de que el punto se encuentre dentro de la heterogeneidad (Figura 27), la expresión se reduce a:



Figura 27

Con este tipo de corrección se tiene en cuenta la posición relativa de la heterogeneidad respecto del punto. Modificaciones más o menos complejas a este método se han propuesto por Sontag y Cunningham (Sontag y Cunningham 1977) y también por Webb y Fox (Webb y Fox 1980), para introducir la información aportada por la tomografía axial computarizada que dieron lugar a los métodos tridimensionales, especialmente el algoritmo *ETAR*. Este algoritmo y los nuevos más complejos, están descritos en el tema 4 y se salen del objetivo de los procedimientos de cálculo de unidades monitor que nos hemos propuesto por las razones que enunciábamos anteriormente.

11. El cálculo de unidades monitor a grandes distancias del isocentro. La irradiación corporal

En apartados anteriores hemos analizado el cálculo de la dosis absorbida en haces de forma cualquiera y la inclusión de moduladores en el haz. En algunas expresiones se ha insinuado las posibles variaciones que algunos parámetros de cálculo pueden tener. Es evidente, que cuando se observa la distribución del campo de radiación que sale de la unidad de tratamiento a diferentes distancias del foco, los parámetros que lo definen deben en teoría modificarse. Salvo el conjunto de fotones que emerge directamente del foco y que no sufre ninguna atenuación, el resto, que inciden sobre los componentes de la cabeza del acelerador al producirse la atenuación, dan lugar a un cambio de dirección de los fotones secundarios emergentes, y su contribución a la fluencia energética en los puntos del eje del haz varía a medida que nos alejamos del foco. Por otro lado, la contaminación de electrones se ve más dispersada y atenuada a medida que la capa de aire entre el final del sistema de colimación y el punto de observación aumenta.

A pesar de que hemos visto que algunos parámetros pueden estimarse a distancias diferentes a las de calibración, cuando éstas son grandes o muy grandes como en la irradiación corporal total conviene definir todos los parámetros a esas distancias.

La metodología en el cálculo de unidades monitor no debe cambiar con respecto a distancias próximas al isocentro, lo que sí debe tenerse en cuenta son los parámetros y su variación. Algunos procedimientos que implican la aplicación del inverso del cuadrado de la distancia deben ser evaluados con precaución, debido a los efectos que la radiación retrodispersada de las paredes aporten al haz principal modificando la ley de variación y haciendo que deba estudiarse este fenómeno, y establecer en todo caso una fuente virtual, si es posible encontrarla, para poder aplicar la ley del inverso o al menos conocer la variación relativa de la fluencia en el entorno de las distancias de tratamiento. Las curvas de porcentaje de dosis en profundidad se deben observar especialmente en la zona de acumulación y determinar el efecto de los inmovilizadores y, en su caso, de las láminas que de forma interesada se utilizan para aumentar la dosis absorbida en piel, especialmente cuando se utilizan haces de alta energía. Deben cuidarse aquellas regiones próximas al extremo del campo. En algunas unidades, debido a una distancia insuficiente los campos máximos están excesivamente justos, por lo que es imprescindible la determinación lo más exacta posible del perfil de fluencia y su transformación a dosis absorbida.

En definitiva, el problema es más metrológico y de toma precisa de datos relativos al paciente y a la geometría y la recomendación es caracterizar una unidad para tratamientos a grandes distancias y no transformar los parámetros obtenidos para caracterizarla en las proximidades del isocentro.

Podemos resumir, a continuación, las consideraciones metrológicas más relevantes a tener en cuenta:

- Comprobar los parámetros dosimétricos a una distancia próxima a la de tratamiento.
- Comprobar el efecto sobre el inverso del cuadrado que tiene la dispersión en las paredes y el suelo.
- Comprobar la constancia de la respuesta de las cámaras monitoras y la linealidad a baja tasa ya que los tiempos de irradiación son largos.
- Determinar los factores de campo en agua y comprobar el funcionamiento del cuadrado equivalente.
- Los perfiles deben ser medidos a varias profundidades, teniendo en cuenta que si, como es habitual, se utiliza el colimador a 45º la dosis absorbida decrece significativamente en los extremos.
- Comprobar el comportamiento de los atenuadores para campos grandes, pues puede haber variaciones hasta un 16% con respecto a geometrías de haz estrecho.

Existe una abundante colección de documentos que explican los aspectos que resumimos aquí (Van Dyk y cols. 1986).

12. Referencias

- [1] AAPM (2004). Report nº 85 of Task Group nº 65. *Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams*. American Association of Physicists in Medicine.
- [2] AHNESJÖ A., SAXNER M., TREPP A.(1992). A pencil beam model for photon dose calculation. Medical Physics. 19: 263-273.
- [3] ALLEN LI X., SOUBRA M., SZANTO J., GERIG L.H. (1995). Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. Medical Physics. 22: 1167-1170.
- [4] BATHO H.F. (1964). *Lung corrections in cobalt 60 beam therapy*. Journal of the Canadian Association of Radiologists. 15: 79-83.
- [5] BJÄRNGARD B.E., VADASH P. (1995). Analysis of central-axis doses for high-energy X-rays. Medical Physics. 22: 1191-1215.
- [6] BJÄRNGARD B.E., VADASH P. (1998). *Relations between scatter factors, quality index and attenuation coefficients*. Phys. Med. Biol. 43: 1325-1330.
- [7] BJÄRNGARD B.E., PETTI P.L. (1988). *Description of the scatter component in photon-beam data*. Phys. Med. Biol. Jan; 33(1):21-32.
- [8] CADMAN P. (1995). A dosimetric investigation of scatter conditions for dual asymmetric collimators in open fields. Medical Physics. 22: 457-63.
- [9] CUNNINGHAM J.R., SHRIVASTAVA P.N., WILKINSON J.M. (1972). *Program IRREG-calculation of dose from irregularly shaped radiation beams*. Computer Programs Biomed. 2(3):192-199.
- [10] DAY M.J., AIRD E.G. (1983). *The equivalent-field method for dose determinations in rectangular fields*. Br. J. Radiol. (Suppl. 17): 195-214.
- [11] DUTREIX A., BJÄRNGARD B.E., BRIDIER A., MIJNHEER B., SHAW J.E., SVENSSON H. (1997). *Monitor unit calculation for high energy photon beams*. Physics for clinical radiotherapy. ESTRO Booklet N° 3. (Brussels: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology).
- [12] FRYE D.M., PALIWAL B.R., THOMADSEN B.R., JURSINIC P. (1995). Intercomparison of normalized head scatter factor measurement techniques. Medical Physics 22: 249-253.
- [13] GEORG D. (1999). Monitor unit calculation on the beam axis of open and wedged asymmetric high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 44: 2987-3007.
- [14] GEORG D., DUTREIX A. (1999). *Measurements possibilities offered by a mini-phantom*. Phys. Med. Biol. 44: 817-832.

- [15] GIBBONS J.P., KHAN F.M. (1995). *Calculation of dose in asymmetric photon fields*. Medical Physics. 22; 1451-1457.
- [16] GIBBONS J.P. (2000a). *Monitor Unit Calculations for external photons and electron beams*. Advanced Medical Publishing, INC (Madison).
- [17] GIBBONS J.P. (2000b). Monitor Unit Calculations with Physical Attenuators. In Monitor Unit Calculations for external photons and electron beams. Advanced Medical Publishing, INC.
- [18] HOLT J.G., LAUGHLIN J.S., MORONEY J.P. (1970). Extension of concept of tissue-air ratios (TAR) to high energy x-ray beams. Radiology, 96: 437-446.
- [19] JESSEN K.A. (1973). *Measurements of primary spectra from a kilocurie Cobalt-60 unit and a 6 MeV linear accelerator*. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 12: 561-568.
- [20] JOHNS H.E., WHITMORE G.F., WATSON T.A., UMBERG F.H. (1953). System of dosimetry for rotation therapy with typical rotation distributions. J. Canad. A. Radiologist, 4: 1-14.
- [21] JOHNS H.E., CUNNINGHAM J.R. (1974). *The Physics of Radiology*. (Springfield:Charles C Thomas).
- [22] KARZMARK C.J., DEWBERT A., LOEVINGER R. (1965). *Tissue-phantom ratio-an aid to treatment planning*. Br. J. Radiol.: 38: 158-159.
- [23] KHAN F.M., SEWCHAND W., LEE J., WILLIANSON J.F. (1980). Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy X-ray beams. Medical Physics. 7: 230-237.
- [24] KHAN F.M. (1994). *The Physics of Radiation Therapy*. 2nd Ed., Williams and Wilkins, Baltimore.
- [25] KWA R.O., KORNELSEN R.W., HARRISON E., EL-KHATIB E. (1994). *Dosimetry for asymmetric X-ray fields*. Medical Physics. 21: 1599-1604.
- [26] LIU C., LI Z., PALTA J.R. (1998). *Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field*. Medical Physics. 25 (1):64-70.
- [27] MARINELLO G., DUTREIX A. (1992). A general method to perform dose calculations along the axis of symmetrical and asymmetrical photon beams. Medical Physics. 19 (2):275-81.
- [28] MURRAY B., MCCLEAN B., FIELD C. (1995). *Output factors for fields defined by four independent collimators*. Medical Physics 22: 285-290.
- [29] NIZIN P.S. (1991). *Geometrical aspects of scatter-to-primary ratio and primary dose*. Medical Physics. 18: 153-160.

- [30] NIZIN P.S. (1993). *Electronic equilibrium and primary dose in collimated photon beams*. Medical Physics. 20: 1721-1729.
- [31] SONTAG M.R., CUNNINGHAM J.R. (1977). Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Medical Physics. 4: 431- 436.
- [32] STERLING T.D., PERRY H., KATZ L. (1964). Automation of radiation treatment planning. IV. Derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt-60 beams and visualization of multiple field dose distribution. Br. J. Radiol. 37: 544- 550.
- [33] VADASH P., BJÄRNGARD B. (1993). An equivalent-square formula for head-scatter factors. Medical Physics. 20: 733-734.
- [34] VAN DYK J., GALVIN J.M., GLASGOW G.P., PODGORSAK E.B. (1986). *The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation*. AAPM Report N° 17.
- [35] VAN GASTEREN J.J.M., HEUKELOM S., VAN KLEFFENS H.J., VAN DER LAARSE R., VENSELAAR J.L.M., WESTERMANN C.F. (1991). The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurement of the collimator scatter part with a beam co-axial narrow cylindrical phantom. Radiotherapy and Oncology 20: 250-257.
- [36] VENSELAAR J.L.M., BECKERS N. (1999). A single-variable method for the derivation of collimator scatter correction factors in symmetrical and asymmetrical x-ray beams, Radiother. Oncol. 50(3): 319-324.
- [37] WEBB S., FOX R.A. (1980). Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. Phys. Med. Biol.. 25: 225-240.
- [38] YOUNG M.E., GAYLORD J.D. (1970). Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy. Br. J. Radiol. 43: 349-355.

13. Bibliografía

- [1] AHNESJÖ A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Medical Physics. 16: 577-592.
- [2] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY ACR-ASTRO. (2011). *Practice guideline for the performance of total body irradiation*.
- [3] ARNFIELD R., SIEBERS J.V., KIM J.O., WU Q., KEALL P.J., MOHAN R. (2000). A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy, Medical Physics. 27: 2231-2241.
- [4] ATHERTON L. (1979). Wedge transmission data: effect of backscatter into monitor chamber. Phys. Med. Biol. 24: 451-456.
- [5] BATEMAN T.J., PROCTER E.K. (1988). *Physical model for photon beams used on the General Electric Target radiotherapy planning system*, Strahlentherapie Und Onkologie. 164: 415-418.
- [6] BJÄRNGARD B.E., SIDDON R.L. (1982). A note on equivalent circles, squares, and rectangles. Medical Physics. 9: 258-260.
- [7] BJÄRNGARD B.E., CUNNINGHAM J.R. (1986). Comments on validity of the concept of separating primary and scatter dose. Medical Physics. 13: 760-761.
- [8] BJÄRNGRD B.E., VADASG O., CEBERG C.P. (1997). Quality control of measured x-ray beam data. Medical Physics. 24: 1441-1444.
- [9] BJR (1996). The equivalent field method for dose determinations in rectangular fields. Br. J. Radiol. (suppl. 25): 138-151.
- BOYER A.L., OCHRAN T.G., NYERICK T.J., WALDRON C.J., HUNTINGER C.J. (1992). *Clinical Dosimetry for Implementation of a Multileaf Collimator*. Medical Physics. 19: 1255-1261.
- [11] CASSELL K.J., HOBDAY P.A., PARKER R.P. (1981). The implementation of a generalised Batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of *CT* numbers. Phys. Med. Biol. 26: 825-833.
- [12] CHAN J., RUSSELL D., PETERS V.G., FARRELL J. (2002). Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent hand calculations: Results of three years clinical experience. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 3, No. 4: 293-310.

- [13] CHEN Z., XING L., NATH R. (2002). Independent monitor unit calculation for intensity modulated radiotherapy using the MIMiC multileaf collimator, Medical Physics. 29: 2041-2051.
- [14] CLARKSON J.R. (1941). A note on depth doses in fields of irregular shape. Br. J. Radiol. 14: 256-268.
- [15] CUNNINGHAM J.R. (1972). Scatter-air-ratios. Phys. Med. Biol. 17: 42-51.
- [16] DAS I.K., DESOBRY G.E., MCNEELEY S.W., CHENG E.C., SCHULTHEISS T.E. (1998). Beam Characteristics of a Retrofitted Double Focused Multileaf Collimator. Medical Physics. 25: 1676-1684.
- [17] DAY M.J. (1950). A note on the calculation of dose in X-ray fields. Br. J. Radiol. 23: 368-369.
- [18] DAY M.J. (1972). The equivalent field method for axial dose determinations in rectangular fields. Br. J. Radiol. (suppl 11): 95-100.
- [19] DWIGHT H.B. (1957). *Tables of Integráis and Other Mathematical Data*. (New York: Macmillan): p 99.
- [20] EL-KHATIB E., BATTISTA J.J. (1984). Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction. Medical Physics. 11: 279-286.
- [21] EL-KHATIB E., BATTISTA J.J. (1984). Accuracy of lung dose calculations for large-field irradiation with 6-MV x rays. Medical Physics. 13: 111-116.
- [22] FRAASS B., DOPPKE K., DOPPKE K., HUNT M., KUTCHER G., STARK-SCHALL G., STERN R., VAN DYKE J., AAPM RADIATION THERPY COMMIT-TEE TASK GROUP 53. (1998). Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Medical Physics. 25: 1773-1829.
- [23] GEORG D. (1999). Monitor unit calculation on the beam axis of open and wedged asymmetric high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 44: 2987-3007.
- [24] GEORG D., GARIBALDI C., DUTREIX A. (1997). *Measurements of basic parameters in wedged high energy photon beams using a mini-phantom*. Phys. Med. Biol. 42: 1821-1831.
- [25] GEORG D., GARIBALDI C., DUTREIX A. (1997). Output ratios in a miniphantom for asymmetric fields shaped by a multileaf collimator. Phys. Med. Biol. 42: 2305-2317.
- [26] GIFFORD A., FOLLOWILL D.S., LIU H.H., STARKSCHALL G. (2002). *Verification of the accuracy of a photon dose-calculation algorithm*. J. Appl. Clin. Medical Physics 3: 26-45.
- [27] HAIDER T.K., EL-KHATIB E. (1995). *Differential scatter integration in regions of electronic non- equilibrium*. Phys. Med. Biol. 40: 31-43.
- [28] HEUKELOM S., LANSON J.H., MIJNHEER M.J. (1994). Wedge Factor constituents of high energy photon beams: field size and depth dependence. Radiother. Oncol. 30: 66-73.
- [29] HOBAN P.W., MURRAY D.C., METCALFE P.E., ROUND W.H. (1990). Superposition dose calculation in lung for 10 MV photons. Australasian Physical & Engineering Sciences In Medicine. 13: 81-92.
- [30] ICRU (1999). Report N° 62. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy supplement to ICRU Report 50*. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- [31] ICRU (1993). Report N° 50. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. International Commission on Radiation Units and Measurement. Bethesda, Maryland.
- [32] IWASAKI A., ISHITO T. (1984). *The differential scatter-air ratio and differential backscatter factor method combined with the density scaling theorem*. Medical Physics. 1: 755-763.
- [33] IWASAKI A. (1983). Uncertainty of the equivalent tissue-air ratio method. Medical Physics. 10: 716-717.
- [34] IWASAKI A. (1990). 10-MV x-ray primary and scatter dose calculation using convolutions. Medical Physics. 17: 203-211.
- [35] JORDÁN T.J., WILLIAMS P.C. (1994). *The Design and Performance Characteristics of a Multileaf Collimator*. Phys. Med. Biol. 39: 231-251.
- [36] KAPPAS K., ROSENWALD J.C. (1986). Theoretical and experimental analysis of scatter from inhomogeneous slabs in a 60Co beam: the differential tissue-air ratio method (DTAR). Phys. Med. Biol. 31: 1211-1228.
- [37] KEALL P.J., HOBAN P.W. (1996). Superposition dose calculation incorporating Monte Carlo generated electron track kernels. Medical Physics. 23: 479-485.
- [38] KHAN F. M., GERBI B.K., DEIBEL F.C. (1986). Dosimetry of asymmetric x-ray collimators. Medical Physics. 13: 936-941.
- [39] KHAN F.M. (1993). Dosimetry of wedged fields with asymmetric collimation. Medical Physics. 20: 1447-1451.
- [40] KHAN F.M. (1994). A System of Dosimetric Calculations in The Physics or Radiation Therapy. Williams & Wilkins.

- [41] KHAN F.M. (1994). *The Physics of Radiation Therapy*. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [42] KIJEWSKI P.K., BJÄRNGARD B.E., PETTI P.L. (1986). Monte Carlo calculations of scatter dose for small field sizes in a 60Co beam. Medical Physics. 13: 74-77.
- [43] KLEIN E.E., HARMS W.B., LOW D.A., WILLCUT V., PURDY J.A. (1995). Clinical Implementation of a Commercial Multileaf Collimator: Dosimetry, Networking, Simulation, and Quality Assurance. Int. J. Radial. Oncol. Biol. Phys. 33: 1195-1208.
- [44] KUNG J., CHEN G. (2000). A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetric quality assurance, Medical Physics. 27, 2226-2230.
- [45] LESZCZYNSKI K.W., DUNSCOMBE P.B. (2000). Independent corroboration of monitor unit calculations performed by a 3D computerized planning system. J. Appl. Clin. Medical Physics 1: 120-125.
- [46] LOSHEK D. (1988). Analysis of tissue-maximum ratio/scatter-maximum ratio model relative to the prediction of tissue-maximum ratio in asymmetrically collimated fields. Medical Physics. 15: 672-682.
- [47] LULU B.A., BJÄRNGARD B.E. (1982). A derivation of Batho's correction factor for heterogeneities. Medical Physics. 9: 907-909.
- [48] LYDON M.(1998). Photon dose calculations in homogeneous media for a treatment planning system using a collapsed cone superposition convolution algorithm. Phys. Med. Biol. 43: 1813-1822.
- [49] MA M., PAWLICKI T., KIANG S., MOK E., KAPUR A., XING L. (1999). *Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system*. Phys. Med. Biol. 45: 2483-2495.
- [50] MACKIE R., SCRIMGER J.W., BATTISTA J.J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15 MV x-rays. Medical Physics. 12: 188-196.
- [51] MACKIE T.R., EL-KHATIB E., BATTISTA J., SCRIMGER J., VAN DYK J., CUNNINGHAM J.R. (1985). *Lung dose corrections for 6- and 15-MV x rays*. Medical Physics. 12: 327-332.
- [52] METCALFE P.E., WONG T.P., HOBAN P.W. (1993). Radiotherapy X-ray beam inhomogeneity corrections: the problem of lateral electronic disequilibrium in lung. Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 16: 155-67.
- [53] O'CONNOR J.E. (1984). *The density scaling theorem applied to lateral electronic equilibrium*. Medical Physics. 11: 678-680.

- [54] PALTA J.R., YEUNG D.K., FROUHAR V. (1996). *Dosimetric Considerations for a Multileaf Collimator System*. Medical Physics. 23: 1219-1224.
- [55] PAPANIKOLAOU N., MACKIE T.R., MEGER-WELLS C., GEHRING M., RECKWERDT P. (1993). Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra. Medical Physics. 20: 1327-1336.
- [56] PETTI P.L., RICE R.K., MIJNHEER B.J., CHIN L.M., BJÄRNGARD B.E. (1987). Heterogeneity model for photon beams incorporating electron transport. Medical Physics. 14: 349-354.
- [57] PETTI P.L., SIDDON R.L., BJÄRNGARD B.E.. (1986). A multiplicative correction factor for tissue heterogeneities. Phys. Med. Biol. 31: 119-128.
- [58] PRASAD S.C. (1998). Effects of Collimator Jaw Settings on Dose Output For Treatments with Multileaf Collimator. Medical Dosimetry. 28(4): 267-269.
- [59] RAMSEY R., CORDREY I.L., SPENCER K.M., OLIVER A.L. (1999). Dosimetric verification of two commercially available three-dimensional treatment planning systems using the TG 23 test package. Medical Physics. 26: 1188-1195.
- [60] SEFM (1984). Sociedad Española De Física Médica. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. SEFM nº 1.
- [61] SAUER O.A. (1995). Calculation of dose distributions in the vicinity of high-Z interfaces for photon beams. Medical Physics. 22: 1685-1690.
- [62] SIDDON R.L. (1984). Generalised Batho correction factor. Phys. Med. Biol.. 29: 1575-1579.
- [63] SIDDON R.L., DWYNGAERT J.K., BJÄRNGARD B.E. (1985). Scatter integration with right triangular fields. Medical Physics. 12: 229-231.
- [64] SLESSINGER E.D., RUSSELL L.G., HARMS W.B., KLEIN E.E., PURDY J.A. (1993). Independent collimator dosimetry for a dual photon energy linear accelerator. Int. J. Radiol. Oncol. Biol. Phys. 27: 681-687.
- [65] SONTAG M.R., BATTISTA J.J., BRONSKILL M.J., CUNNINGHAM J.R. (1977). Implications of computed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. Radiology. 124:143-149.
- [66] SONTAG M.R., CUNNINGHAM J.R. (1978). The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. Radiology. 129: 787-794.

- [67] STARKSCHALL G., STEADHAM R.E., WELLS N.H., O'NEIL L., MILLER L.A., ROSEN I.I. (2000). On the need for monitor unit calculations as part of a beam commissioning methodology for a radiation treatment planning system. J. Appl. Clin.Med. Phys. 1: 86-94.
- [68] TAILOR R.C., FOLLOWILL D.S., HANSON W.F. (1998). A first order approximation of field-size and depth dependence of wedge transmission. Medical Physics. 25: 241-244.
- [69] TANG W.L., KHAN F.M., GERBI B.J. (1986). *Validity of lung correction algorithms*. Medical Physics. 13: 683-686.
- [70] TATCHER M., BJÄRNGARD B. (1992). *Head-scatter factors and effective x-ray source positions in a 25-MV linear accelerator*. Medical Physics. 19: 685-686.
- [71] TATCHER M., BJÄRNGARD B. (1993). Equivalent squares of irregular photon fields. Medical Physics. 20: 1229-1232.
- [72] TATCHER M., PALT S. (1981). Evaluation of density correction algorithms for photon-beam dose calculations. Radiology. 141: 201-205.
- [73] TSALAFOUTAS I.A., XENOFOS F., PAPALEXOPOULOS A., NIKOLETOPOU-LOS S. (2000). Dose calculations for asymmetric fields defined by independent collimators using symmetric field data. The British Journal of Radiology 73: 403-409.
- [74] ULMER W., HARDER D. (1997). *Theoretical analysis of the equivalent square field by means of the pencil beam model*. Medical Physics. I 104-109.
- [75] VAN DER GIESSEN P.H. (2001). *Design, construction, and performance of an asymmetrical collimator for a cobalt unit*. Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Jan 1 49(1): 265-271.
- [76] VAN DYK J., BARNETT R.B., CYGLER J.E., SCHRAGGE P.C. (1993). *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*. Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 26: 261-273.
- [77] VENSELAAR J.L.M., HEUKELOM S., JAGER H.N., MIJNHEER B.J., VAN GASTEREN J.J.M., VAN KLEFFENS H.J., VAN DER LAARSE R., WESTERMANN C.F. (1997). Is there a need for a revised table of equivalent square fields for the determination of phantom scatter correction factors? Phys. Med. Biol. 42: 2369-2381.
- [78] WEBB S., PARKER R.P. (1978). A Monte Carlo study of external beam x-radiation with inhomogenous media. Phys. Med. Biol. 23:1043-1059.

- [79] WEBER L., NILSSON P. (2002). Verification of dose calculations with a clinical treatment planning system based on a point kernel dose engine. J. Appl. Clin. Med. Phys. 3: 73-87.
- [80] WONG J.W., HENKELMAN R.M. (1983). A new approach to *CT* pixel-based photon dose calculations in heterogeneous media. Medical Physics. 10:199-208.
- [81] WONG J.W., HENKELMAN R.M. (1983). *Reconsideration of the power-law* (*Batho*) *equation for inhomogeneity corrections*. Medical Physics. 9:521-530.
- [82] WONG J.W., PURDY J.A. (1990). On methods of inhomogeneity corrections for photon transport. Medical Physics. 17: 807-814.
- [83] WOO M.K., CUNNINGHAM J.R. (1990). The validity of the density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams. Medical Physics. 17: 187-194.
- [84] WOO M.K., CUNNINGHAM J.R., KEZIORANSKI J.J. (1990). Extending the concept of primary and scatter separation to the condition of electronic disequilibrium. Medical Physics. 17: 88-95.
- [85] WU A., ZWICKER R.D., KRAZIN F., STERNICK E.S. (1984). Dosimetry characteristics of large wedges for 4-and 6-MV x rays. Medical Physics. 11: 186-188.
- [86] XIAO Y., ALTSCHULER M.D., BJÄRNGARD B.E. (1998). Quality assurance of central axis dose data for photon beams by means of a functional representation of the tissue phantom ratio. Phys. Med. Biol. 43: 2195-2206.
- [87] XING L., CHEN Y., LUXTON G., LI J.G., BOYER A.L. (2000). *Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter-summation algorithm*, Phys. Med. Biol. 45, N1-N7.
- [88] YANG Y., XING L., BOYER A.L., SONG Y., HU Y. (2002). *A three-source model for the calculation of head scatter factors*. Medical Physics. 29, 2024-2033.
- [89] YANG Y., XING L., LI J.G., PALTA J., CHEN Y., LUXTON G., BOYER A. (2003). Independent dosimetric calculation with inclusion of head scatter and MLC transmission for IMRT. Medical Physics. 30(11):2937-2947.
- [90] YU C.X., WONG J.W. (1993). *Implementation of the ETAR method for 3D inhomogeneity correction using FFT*. Medical Physics. 20: 627-632.
- [91] YUEN K., KORNELSEN R.O. (1988). *Practical application of the differential Batho method for inhomogeneity correction on kerma in a photon beam.* Medical Physics. 15: 74-77.

- [92] YUEN K., MCPARLAND B.J., KORNELSEN R.O. (1984). A differential method for inhomogeneity correction on dose in a photon beam. Medical Physics. 11: 15-21.
- [93] ZHU T. C., BJÄRNGARD B.E., XIAO Y., YANG C.J., KIM S. (2001). *Modelling the output ratio in air for megavoltage photon beams*. Medical Physics. 28:925-937.
- [94] ZHU T.C., BJÄRNGARD B.E., VADASH P. (1995). Scattered photons from wedges in high-energy x-ray beams. Medical Physics. 22: 1339-1342.
- [95] ZHUY., VAN DYK J. (1996). Theoretical developments on fast Fourier transform convolution dose calculations in inhomogeneous media. Medical Physics. 23: 1511-1521.

Tema 9:

Utilidades de los sistemas de planificación. Herramientas de imagen. Fusión. Análisis de distribuciones de dosis absorbida

Alejandro García Romero

Utilidades de los sistemas de planificación. Herramientas de imagen. Fusión. Análisis de distribuciones de dosis absorbida

Alejandro García Romero Servicio de Física y PR Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza agarciarom@salud.aragon.es

1. Introducción

Actualmente la información disponible de un paciente para la realización de un tratamiento de radioterapia puede llegar a ser muy grande. La disponibilidad de imágenes de ultrasonidos (US), tomografía por emisión de positrones (PET), tomografía computarizada (TC) y resonancia magnética (RM), cada una de ellas con sus propias características en cuanto a aspectos anatómicos y fisiológicos que permiten diferenciar, ha hecho surgir el concepto de paciente virtual más allá de lo que aporta cada estudio de imagen por separado.

Aún así, hoy en día muchos centros tan sólo utilizan la imagen de TC como herramienta para caracterizar un paciente, dado que este tipo de imagen reproduce fielmente la geometría y las propiedades de absorción de la radiación necesarias para el cálculo de distribuciones de dosis absorbida. El desarrollo de planificadores 3D revolucionó la planificación en radioterapia en el inicio de la década de los 90 e hizo surgir de manera paralela la conformación de haces y más tarde las técnicas de intensidad modulada y planificación inversa.

La principal herramienta que proporciona un planificador es una representación 3D del cuerpo del paciente en un momento dado, que se asume va a ser la posición durante el tratamiento. Sobre esta representación se van a definir los volúmenes y los haces de tratamiento. Por tanto, se necesita una buena visualización de la distribución de dosis absorbida y de los volúmenes implicados, requisito imprescindible de cualquier planificador. Las utilidades de segmentación y medida ayudan a los técnicos de radioterapia y a los oncólogos radioterápicos a dibujar los volúmenes de *PTV* y órganos de riesgo. En esta fase, pueden entrar en juego otras técnicas de imagen distintas a la *TC* como la *PET* o la *RM*. La fusión de modalidades de imagen ha dado lugar al nacimiento de nuevos conceptos como el volumen blanco biológico (*BTV*). Los *US* también se utilizan de manera creciente, sobre todo en técnicas especiales como los implantes de semillas o braquiterapia de alta tasa en la próstata. Dedicamos en este tema un apartado a las bases de la fusión de imagen, dada su utilidad y la necesidad de fusionar entre modos de imagen que aparecen en distintas etapas del proceso radioterápico. Más allá de la fusión manual, los sistemas realizan operaciones con el valor de gris y por medio de transformaciones afines o no afines establecen la relación entre los vóxeles de la imagen.

En la definición de haces de tratamiento es imprescindible contar con el *"beam's eye view"* y las radiografías digitales reconstruidas con el objeto de proteger estructuras y generar un registro que permita comprobar el tratamiento a posteriori.

En cuanto al análisis de resultados, una vez calculada la dosis absorbida y con objeto de establecer los parámetros de calidad de una planificación, hoy en día siempre se evaluan histogramas dosis-volumen y, en ocasiones, diversos parámetros radiobiológicos (*TCP/NTCP/EUD*). Las líneas y superficies de isodosis son otra herramienta imprescindible que permite analizar la calidad de una planificación y la localización de puntos calientes y fríos, determinantes del control tumoral y de las posibles complicaciones del tratamiento.

Siendo muchas de ellas herramientas importantes en la decisión terapéutica o en el control *"on-line"* del tratamiento, es necesario conocer la fidelidad de las mismas y para ello se deben desarrollar programas de control de calidad que contemplen su análisis (SEFM 2005), tanto en la aceptación de los sistemas de planificación como en la actualización con versiones sucesivas.

Presentamos a continuación todas estas herramientas de manera más detallada.

2. Herramientas de imagen y contorneo

2.1. Herramientas generales

De acuerdo con las necesidades de la planificación de tratamientos en radioterapia, a un sistema de planificación hay que pedirle que disponga de las siguientes herramientas generales de imagen:

• Ajustar el nivel de ventana de grises de las imágenes que llegan, para una mejor visualización. Pueden existir herramientas de selección auto-

mática del umbral y anchura óptimos, teniendo en cuenta la información que proporciona el histograma de gris.

- Posibilidad de cambiar el número CT de las regiones que se desee, con objeto de anular contrastes o introducir elementos que estarán presentes durante el tratamiento.
- Disponibilidad de zum en el mayor número posible de visualizaciones.
- Introducción de contornos por teclado, ratón, tableta digitalizadora, etc.
- Posibilidad de interpolar cortes entre otros ya existentes y posibilidad de copiar contornos de un corte a otro así como de interpolarlos entre cortes.
- Detección automática de contornos por diferencias en nº CT. Se denomina a este proceso "segmentación automática". Una mejora de este tipo de algoritmos es el uso de librerías anatómicas, que permiten segmentar estructuras habituales de manera automática región por región, basándose en modelos estándar que se deforman hasta identificar las mismas estructuras en el paciente problema.
- Opción de que las regiones contorneadas de interés puedan visualizarse opacas, con transparencias y/o en forma de mallado con objeto de permitir relacionar unos contornos con otros y poder hacerse una clara idea espacial.
- Posibilidad de añadir márgenes a los volúmenes definidos de manera isotrópica o anisotrópica.
- Funciones de edición como borrar, estirar, trasladar, poner en escala y rotar, posibilidad de edición de nº *CT* de un contorno o de un volumen.
- Funciones de medida como reglas, estadística, valores de vóxel e histogramas de gris de las imágenes.
- Álgebra de contornos: resulta muy conveniente poder sumar y sustraer unos contornos a otros para definir otros nuevos como resultado de esas operaciones. Del mismo modo son útiles, herramientas que permitan alejar dos contornos una distancia definida, o definir uno por dentro de otro a determinada distancia.

Una de las características más importantes que definen un sistema moderno de planificación 3D es su capacidad de reconstrucción de imagen. Las posibilidades de reconstrucción volumétrica se basan en algoritmos de interpolación lineal, por *"splines"* u otros sistemas basados en geometría e imagen. Son numerosas las aplicaciones directas de las reconstrucciones, desde las puramente visuales a las que realmente influyen en la planificación. Las reconstrucciones coronales y sagitales (Figura 1) son esenciales en el diseño de campos que se solapan, como herramienta de medida de separación de campos y sobre todo como ayuda en la visualización y segmentación de contornos. La reconstrucción 3D permite tratar al paciente como un volumen y no como una sucesión de cortes. Lógicamente, cuanto mejor sea la resolución del estudio *TC* (o bien *RM* o *US*) mejor será la resolución de la reconstrucción y mayor nitidez encontraremos en los cortes reconstruidos así como en las *RDR* generadas a partir del estudio. Los planificadores suelen disponer de visualización simultánea de tres planos si así se desea: uno coronal, otro axial y otro sagital, así como las posibles rotaciones de los tres. Todos pueden ser seleccionados arbitrariamente en función de la localización del paciente que se esté manipulando, de tal manera que podemos "cortarlo" en las tres direcciones del espacio.



Figura 1. Corte axial (centro) de un tratamiento de pulmón sobre el que están marcados dos planos, coronal y sagital que se representan a izquierda y derecha. La reconstrucción 3D a partir de los cortes axiales hace que sobre los planos sagital y coronal se puedan realizar medidas e identificar estructuras. Los contornos dibujados plano a plano, se visualizan en los cortes sagital y coronal para tener una representación 3D del volumen contorneado.

En general, una estructura dada se puede representar en 3D hasta de tres maneras distintas: como superficie reconstruida a partir del dibujo corte a corte, como conjunto de vóxeles concreto o como definida por puntos aleatorios (IAEA 2004). En cualquier caso, para delimitar dónde comienza y donde acaba o que vóxeles están incluidos en ella es necesario utilizar un algoritmo de segmentación que puede ser manual o automático y que puede utilizar algún tipo de postprocesado para suavizar superficies o reducir el número de puntos del contorno.

La representación de las superficies que delimitan los volúmenes se hace utilizando teselas planas que pueden ser triangulares (como mínimo) o cuadradas (Figura 2).



Figura 2. Representación 3D en modo superficies segmentadas y en modo vóxeles reconstruidos en un tratamiento de pulmón. En la primera se puede apreciar el mallado triangular que corresponde a la discretización (teselación) de una superficie y como cualquier contorno interno se puede representar como una superficie en 3D. En la segunda se observan cómo los vóxeles reconstruidos se comportan como una imagen TC 3D, de tal modo que se pueden teñir con las dosis absorbidas correspondientes. Como hay que seleccionar una ventana de visualización, los vóxeles excluidos de ella no se tiñen.

Otra herramienta importante mencionada arriba es la expansión automática de volúmenes, como la que se aplica sobre el *CTV* para construir el *PTV* o los márgenes que se pueden aplicar a los órganos de riesgo (*PRV*) (ICRU 1999). La expansión puede ser isotrópica o anisotrópica, corte a corte (2D) o totalmente 3D. Esto último es lo más recomendable, dado que el volumen expandido ha de aparecer en cortes donde no estaba el inicial si la expansión es mayor que la distancia entre cortes y es necesaria una representación en 3D adecuada (un volumen no se puede truncar de manera abrupta).

La representación de vóxeles, por su parte, guarda la información *TC* del paciente. Cada planificador utiliza esta información tanto en la segmentación como en el cálculo para tener en cuenta las heterogeneidades, dado que el nº *CT* está relacionado con la densidad electrónica del medio como veremos en el siguiente apartado. Esta información se suaviza, o se promedia, o bien se utiliza tal como está para realizar el cálculo de haces. Cuando un modo de imagen llega al planificador es una matriz $N \times N \times M$ (con N=múltiplo de 2... 64 x 64, 128 x 128, 256 x 256, 512 x 512 y M=número de imágenes) así que el tamaño de vóxel viene definido por el de píxel de cada imagen en cada corte y por la distancia entre cortes. Así, una imagen *TC* de 512 x 512 con un "field of view" (*FOV*) de 50 cm, hecha a lo largo de 40 cm de un paciente con distancia entre cortes 5 mm, da lugar a un tamaño de vóxel de 0,1 mm x 0,1 mm x 5 mm.

La representación 3D también se utiliza en la evaluación y documentación de un plan, la cual está cada vez más, basada en reconstrucciones planas o vo-

lumétricas de imagen o de volumen en las que el sistema representa o evalúa los mapas de isodosis. De hecho, las decisiones acerca de un plan se basan en estos dos aspectos por lo que con más motivo debemos verificar que los sistemas reconstruyen adecuadamente las estructuras a partir de los cortes fuente.

Es frecuente representar en 3D la distribución de dosis absorbida de tal manera, que se observa si una superficie de isodosis cubre correctamente el PTVo roza algún órgano de riesgo (Figura 3). De este modo no es necesario repasar corte a corte la planificación en busca de subdosificaciones o sobredosificaciones. En la representación 3D en modo vóxeles, se puede también seleccionar la ventana que se desee, de tal manera que sólo aparezcan aquellos vóxeles que tengan un rango determinado de nº CT (Figura 3). Tanto en vóxeles como en representación de superficies, las paletas de color a utilizar por el usuario pueden modificarse en función del efecto que se desee conseguir.

En cuanto al álgebra de volúmenes, casi todos los sistemas de planificación incorporan la posibilidad de construir volúmenes nuevos a partir de los segmentados. Como ejemplo de operaciones sobre un volumen, mencionaremos: ampliar simétrica o asimétricamente, recortar por otro, reducir, unión, intersección, dejar una distancia a otro o realizar una corona.

Estos volúmenes nuevos pueden ayudar en la evaluación de histogramas dosis-volumen y también se utilizan en la optimización de técnicas especiales como la *IMRT*.



Figura 3. Tratamiento de pulmón. Isosuperficie del 95% y *PTV* (amarillo). La representación 3D con giro libre en el espacio permite reconocer las zonas subdosificadas del *PTV*.

2.2. Conversion de números CT a densidad electrónica

Como hemos visto en el apartado anterior, una imagen TC genera una matriz de vóxeles. La densidad electrónica asignada a cada vóxel es función del valor relativo del coeficiente de atenuación lineal con respecto al agua, medido en un volumen cuya base es el píxel y la altura el espesor de corte, es decir, un vóxel. El valor que se hace proporcional a la escala de grises en la pantalla se denomina número CT o "Unidades Hounsfield" (*HU*) y se define como:

$$HU_{medio} = \frac{\mu_{medio} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal. Por tanto, por definición, el agua tiene un numero CT igual a 0. El aire que representa prácticamente ausencia de atenuación tiene un valor de –1000, y el hueso, dependiendo de su composición, representa los valores más altos desde unos pocos cientos hasta miles de HU. Otros valores típicos para estructuras habituales como el tejido adiposo (grasa) tienen un rango de valores comprendidos entre –80 y –40 HU y el tejido blando o el músculo entre +30 y 60 HU.

Los números CT son muy sensibles a los cambios en el material de atenuación. Una unidad HU es equivalente a 0,1% de diferencia entre coeficientes de atenuación, aproximadamente un 0,1% de contraste. La dependencia de μ con la energía de los rayos X, la densidad y el número atómico del medio, hacen que dependa mucho su valor de las condiciones de adquisición. Si estos números van a utilizarse de forma cuantitativa debe calibrase su valor teniendo en cuenta el kV de los RX y un rango de materiales cuyas características sean conocidas y en el rango de los que van a utilizarse en el proceso en cuestión.

La utilización de los números *CT* en los planificadores tiene dos objetivos (SEFM 2005):

- Discriminación de la superficie de estructuras de diferente valor, para la posible realización automática de la segmentación de las mismas.
- Determinación de las propiedades de atenuación y dispersión de la radiación de los diferentes tejidos que se encuentre el haz al atravesar la anatomía del paciente.

En el primer caso suele ser suficiente la utilización directa del valor CT. En el segundo, la utilización de los valores directamente no es posible, ya que los parámetros de interacción no dependen del valor CT y por ello debe transformarse la matriz que representa cada píxel o vóxel en un parámetro directamente

ligado a los procesos de interacción. Denominando n_e al número de electrones por gramo, podemos expresarla como:

$$n_e = N_A \times (Z/A)$$

donde N_A es el número de Avogadro (N_A =6,023 x 10²³), Z el número atómico y A la masa atómica.

Aunque el número de electrones por gramo varia poco en los diferentes tejidos, con excepción de los muy hidrogenados, el número de electrones por cm³ varía en función de cómo varia la densidad másica. Como la interacción de la radiación con la materia ocurre fundamentalmente con los electrones individuales, debemos establecer una correspondencia entre el valor de μ y la densidad electrónica ρ_{e} . Así:

$$\mu(cm^{-1}) = \rho\left(\frac{g}{cm^3}\right) \cdot \mu_m\left(\frac{cm^2}{g}\right) = \rho\left(\frac{g}{cm^3}\right) \cdot n_e \cdot \mu_e\left(\frac{cm^2}{electron}\right) = \rho_e\left(\frac{electron}{cm^3}\right) \cdot \mu_e\left(\frac{cm^2}{electron}\right)$$

Con un maniquí adecuado (los materiales utilizados tienen que ser similares en composición a los tejidos del cuerpo), puede establecerse la relación que convertirá la matriz representativa de la anatomía del paciente en densidades electrónicas. Este método se denomina calibración mediante sustitutos. Existen métodos alternativos, si no se dispone de estos maniquíes, como puede ser la calibración estequiométrica, que consiste en medir el *HU* para materiales disponibles de composición conocida y calcularlo para los materiales de interés (tejidos) empleando su composición elemental (Martínez y cols. 2002) (Schneider y cols. 1996).

Esta relación se establece a partir de un fichero de conversión de HU a densidad electrónica, construido por el usuario a partir de las medidas en el TCen las condiciones de trabajo (en particular kV) de un maniquí con insertos de densidades electrónicas conocidas. Este maniquí debe cubrir todo el rango de densidades en las que se quiera trabajar. En este punto es necesario señalar, que algunos planificadores solo utilizan los ficheros de conversión en el rango para el que se han especificado, fuera de ese rango el sistema puede comportarse de diferentes formas en función del fabricante, una de ellas es asignar la densidad electrónica mayor o menor del archivo en función de que el píxel en cuestión tenga una HU mayor o menor que los límites del archivo. Una consecuencia muy común es el error cometido cuando se calcula píxel a píxel un haz que atraviesa una prótesis de muy alta densidad electrónica, si el fichero de conversión no alcanza hasta estas densidades, por lo que el cálculo de haces que atraviesan prótesis se convierte en un asunto muy delicado. Algunos escáneres incorporan rangos extendidos de número CT que permiten asignar un número CT adecuado a las prótesis.

Otra cuestión es, cómo afecta el utilizar una curva de calibración u otra al cálculo de la dosis absorbida. En este sentido es interesante el trabajo de Kilby (Kilby y cols. (2002) donde quedan reflejados los niveles de tolerancia para variaciones en la densidad electrónica asignada a los tejidos del cuerpo. Como ejemplo, se menciona que cambios de 0,03, 0,05 y 0,08 para agua, pulmón y hueso respectivamente, generan una desviación máxima del 2% en la dosis absorbida para espesores significativos y para 6 MV. Las tolerancias en la densidad electrónica, en función de la energía del haz y el espesor de tejido, quedan reflejadas en la figura 4.



Figura 4. Tolerancias en la densidad electrónica en función de la energía de tratamiento y el espesor de tejido, para una desviación relativa en la dosis absorbida del 2% (fotones) o 2 mm (electrones) (adaptada de Kilby y cols. 2002, con permiso).

2.3. Simulación virtual. "Beam's Eye-View" y radiografía digital reconstruida (BEV y RDR)

La utilidad de *"beam's eye view"* (*BEV*) (Goitein y cols. 1983), se genera seleccionando una orientación de haz de radiación y proyectando las coordenadas de los puntos que definen los contornos del paciente, volúmenes blanco y estructuras, en el sistema de coordenadas definido por el haz y a partir del cual se diseñan los campos (Figura 5), bien por autoajuste, bien de forma manual. La visión del *BEV* es en todo momento la que se obtiene desde el foco del haz de radiación. La utilización del *BEV* proporciona de manera interactiva un método para designar la mejor orientación posible de brazo de un haz para que los órganos críticos y el *PTV* aparezcan suficientemente separados. Además, permite diseñar las protecciones que taparán órganos de riesgo de manera rápida y automática si así se desea.



Figura 5. *BEV* de dos campos de esófago y mama sobre una *RDR* previamente reconstruida. Se observa la posibilidad de diseñar las láminas del colimador para ceñirse al *PTV* (en amarillo). En el caso de la mama se ha seleccionado un histograma de transparencias que permite visualizar bien el tejido mamario. La *RDR* simula una placa de la técnica radiográfica que deseemos.

La simulación virtual se desarrolló a partir de la disponibilidad de estas herramientas, eliminando la necesidad de realizar simulación convencional sobre pacientes que disponen de un estudio *CT*. Una ventaja de la simulación virtual sobre la convencional es que se pueden ver sobre el paciente todos los campos de tratamiento simultáneamente y se pueden solapar de manera sencilla. A partir de un origen de coordenadas determinado, partiendo de referencias externas en el paciente, los movimientos para localizar los isocentros de tratamiento se codifican en las tres direcciones del espacio (Van Dyk 1999).

Las geometrías 3D generadas a través del proceso de simulación virtual necesitan ser comparadas con placas de simulación o imágenes portales. Para ello, un sistema de planificación genera radiografías digitales reconstruidas (RDR) (Sherouse y cols. 1990), a partir de una reconstrucción a lo largo de un conjunto 3D de datos CT siguiendo los rayos trazados desde el foco de la proyección que se quiere reconstruir. La imagen planar de transmisión se genera trazando rayos desde el foco a través de los cortes TC implicados, para generar un valor de transmisión efectiva en cada píxel de la RDR. La generación de estas radiografías a partir de datos CT permite manipularlas para variar su transparencia y contraste, de tal manera que se pueden potenciar unos aspectos de la imagen u otros en función de que la imagen se quiera ver parecida a una radiografía digital (potenciando el contraste entre tejido blando en la generación de la RDR) o bien como una imagen portal (potenciando el contraste aqua-hueso). De este modo, se pueden suprimir o resaltar determinados tejidos en el resultado final (Figura 5). Además, esto permite ajustar las estructuras que se verán en la RDR, a lo que va a ver el médico en la imagen portal y así poder comparar mejor si el posicionamiento de un paciente es correcto. Sobre las RDR el sistema de planificación puede redibujar los contornos (superficies) segmentados en fases previas, de tal manera que quede indicado sobre la radiografía la localización del PTV o de los órganos de riesgo.

Una vez obtenida una imagen portal de un campo de tratamiento, esta se puede fusionar con la *RDR* extraída de la simulación virtual para comprobar las posibles desviaciones en la puesta en tratamiento del paciente o a lo largo del mismo. Actualmente, este proceso puede ser automático y directo. Las *RDR* de planificación se pueden enviar por red a las estaciones de trabajo de los aceleradores lineales para realizar dichas comprobaciones. Además, hoy en día, en muchos aceleradores se pueden reconstruir cortes *TC* a partir de las proyecciones recogidas en una rotación determinada del dispositivo de imagen al posicionar el paciente ("Cone Beam *CT*"), con lo que también se fusionan los cortes de planificación con los de tratamiento, extrayéndose la información sobre el posicionamiento y los posibles desplazamientos en cada sesión de tratamiento.

3. Fusión de imagen. Aplicación a la radioterapia

Se define la fusión de imagen médica como la unión de toda la información de un paciente dado, cualquiera que sea la forma, para crear una representación única que funciona como un registro electrónico del paciente con información implícita sobre la relación espacial y temporal entre todos los tipos de imagen.

Los tipos de imagen a fusionar se denominan modos o modalidades de imagen y pueden ser no tomográficos como las imágenes de rayos X(PRX) o los ultrasonidos (US) o bien tomográficos como las imágenes de TC, la resonancia magnética MR, la SPECT o la PET.

En cuanto a los tipos de fusión en lo que se refiere al algoritmo, distinguimos algoritmos de cuerpo rígido que son propiamente aplicables a estructuras rígidas, como por ejemplo, el cráneo, y algoritmos de fusión no rígida o deformable que compensan por deformación de tejido y que ya se aplican en herramientas de contorneo automático y en radioterapia 4D.

Una fusión implica dos tipos de transformaciones: transformación T en coordenadas (posición) y transformación τ de intensidades en posiciones correspondientes. Esta última transformación incluye los conceptos de remuestreo e interpolación.

Referida a las imágenes, la palabra fusión incluye las palabras inglesas "registration, co-registration, alignement y normalization".

3.1. Significado de símbolos y definición de conceptos

En geometría, ambos tipos de transformaciones ($Ty \tau$) se denominan mapeos.

Si *A* y *B* son las imágenes (valores de intensidad) y x_A y x_B son las coordenadas de los puntos de la imagen, se definen (Hill y cols. 2001):

Mapeo espacial	$T(x_A) = x_B$
Mapeo en imágenes	$\tau(A) = B$
Fusión	$A(x_A) \cong B^{\tau}(x_A) = B^T(x_A)$

donde la última igualdad sólo se cumple si no importa la interpolación. La notación indica que la imagen *B* se evalúa en las coordenadas de *A* una vez aplicada la transformación, es decir, en la fusión siempre se transforma una imagen (la *B*) y se lleva sobre el espacio de la *A*. En cuanto al tipo de datos de los que se parte para hacer la fusión, los algoritmos se dividen en dos:

- Los que se basan en "características geométricas de la imagen", los cuales identifican conjuntos de puntos que corresponden a la misma entidad física en ambas imágenes y calculan T iterativamente (casi todos) e infieren τ cuando el algoritmo ha corregido.
- Los que se basan en "valores de intensidad de imagen". Determinan iterativamente la τ que optimiza una medida de similitud de vóxel. Utilizan conjuntos de isointensidad que se obtienen a partir de histogramas de nivel de gris organizados en "bins".

Otros conceptos muy importantes son los de "remuestreo e interpolación". Si los "field of view" (FOV) de A y B son distintos hay que buscar el FOV común a las dos imágenes, que dependerá a su vez de la transformación en coordenadas utilizada. Además, los vóxeles (píxeles) se organizan en ambas imágenes con distinto mallado anisótropo. Lo que se hace es muestrear B^{τ} en A con la malla de A, $\Gamma_{\zeta A}$, para después interpolar entre ambas mallas. Surgen problemas en la interpolación, debido a que los algoritmos de interpolación rápida son imperfectos e introducen borrosidad y anillos en la imagen, por lo que antes de fusionar a la imagen que cambia, se le suele aplicar un filtro paso baja en frecuencias espaciales.

Si *B* tiene más resolución de muestreo ("sampling") que A corremos el riesgo de no cumplir con el criterio de Nyquist ("aliasing"). Para evitarlo, primero hay que suavizar B con un filtro de resolución ζ_4 .

Los tipos de transformación $T: \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ utilizados sobre imágenes son:

- Cuerpo rígido. 6 grados de libertad. Tres traslaciones y tres rotaciones.
- Si sumamos puesta en escala anisotrópica y cizallas se obtienen doce grados de libertad. Se denominan "transformaciones afines" y preservan paralelas las líneas paralelas. Ejemplo de cizalla: inclinación del brazo. Por tanto, llamaremos fusión afín a la que usa este tipo de transformaciones. La fusión rígida no es más que un caso particular de ésta.
- **Transformaciones no afines**. A considerar para modelar deformaciones en un mismo paciente, a lo largo de diferentes estudios del mismo modo de imagen y fusión de diferentes estudios con modelos pregenerados, así como en la fusión intermodal de zonas distintas al cráneo. Se modelan por regiones o bien considerando vóxel por vóxel.

3.2. Distorsión geométrica de la imagen

Mencionaremos de manera muy resumida las principales fuentes de distorsión geométrica en una imagen médica. Conviene corregir las imágenes por este tipo de distorsión antes de realizar la fusión.

En un principio es posible corregirla teóricamente. Son formas simples de distorsión geométrica, la puesta en escala debida a la descalibración de las dimensiones del vóxel y la cizalladura como la debida a la inclinación del brazo. Son fácilmente corregibles mediante transformaciones afines y por tanto, en la fusión afín.

Otro tipo de distorsión es la de almohadilla y la distorsión de barril. Afecta más a la periferia. En RM son debidas a la falta de linealidad de los gradientes magnéticos y se suelen corregir con medidas en maniquí (una rejilla, por ejemplo) ya que son inherentes al sistema de imagen que se está empleando. La RM utiliza en general, tres gradientes magnéticos y combinaciones de ellos para localizar cualquier plano del espacio y obtener imágenes. El orden de magnitud de dichos gradientes está en torno a pocos gauss/cm (1 tesla = 10^4 gauss). Los diferentes gradientes magnéticos se producen por tres pares de bobinas mutuamente perpendiculares que convenientemente combinadas permiten seleccionar cualquier plano en el espacio. En la práctica, las imperfecciones en la máguina pueden ser el origen de que dicho gradiente no sea realmente lineal. La aberración en forma de barril está presente tanto en técnicas bidimensionales (2D) como en las tridimensionales (3D) y pueden ser del orden de 4 mm en campos de 20 cm de lado (Sumanaweera 1994a). En resonancia magnética bidimensional exclusivamente, la falta de linealidad originará desplazamiento en la dirección del gradiente, espesores de corte erróneos y no homogéneos, artefacto en "pajarita" y curvaturas en el plano de un mismo corte, artefacto conocido como de almohadilla. Si la falta de linealidad se produce en los gradientes de lectura y de codificación de la diferencia de fase, los vóxeles serán mal ubicados dentro de cada plano.

Otro tipo muy frecuente es la heterogeneidad del campo magnético en resonancia magnética. Independientemente de su origen, las heterogeneidades en el campo magnético originan variaciones en la frecuencia de resonancia que afectarán a la relación frecuencia-espacio. En consecuencia, se producirá distorsión en la dirección del gradiente de selección de planos y en el de lectura, pero no en la dirección del gradiente de diferencia de fase, si estamos usando una técnica que use codificación en fase. Se clasifican en dos tipos:

• Intrínsecas al equipo de exploración, es decir, falta de homogeneidad en el campo magnético principal \vec{B}_0 . El equipo de *RMN* debe producir un campo magnético intenso y altamente homogéneo pero por dificultades técnicas puede presentar ciertas heterogeneidades que originarán distorsiones en la imagen si no se utiliza algún método de corrección.

• Producidas por el objeto/paciente. Serán las más problemáticas debido a que varían para cada objeto considerado.

Refiriéndonos a las heterogeneidades vinculadas al objeto, destacaremos el desplazamiento químico y la perturbación originada por la introducción de un objeto compuesto de materiales de distinta susceptibilidad magnética (interfases). Se llama "desplazamiento químico" a la variación en la frecuencia de resonancia que se observa entre los núcleos de hidrógeno en el seno de un mismo campo magnético pero con diferente entorno molecular. Así, el campo magnético local al que estará sometido un núcleo de hidrógeno enlazado a átomos de carbono (moléculas lipídicas de los tejidos grasos) será diferente a aquel al que estaría sometido si estuviera enlazado a átomos de oxígeno (agua en los tejidos). En consecuencia, se observará un desplazamiento de la imagen de estructuras con grasa con respecto al tejido sin grasa. La "susceptibilidad magnética" χ es una propiedad que relaciona la magnetización que aparece en un objeto con el campo magnético externo aplicado $\vec{M} = \chi * \vec{B}$.

Dicha magnetización provoca perturbaciones en el seno del campo, por lo que distribuciones heterogéneas de susceptibilidad originarán heterogeneidades en el campo magnético aplicado.

Según algunos autores, es una buena aproximación tomar la susceptibilidad de los tejidos blandos y de hueso trabecular igual a la del agua $\chi = -9 * 10^{-6}$ y la del hueso cortical y cavidades aéreas igual a la del aire $\chi = 0$ (Moerland y cols. 1995). En interfases de sustancias con diferente χ , se producen por tanto distorsiones geométricas que se acentúan más para fronteras aire-hueso y airetejido del orden de 2,1 mm para 1,5 T (Sumanaweera y cols. 1994a). La diferencia es despreciable en fronteras hueso-tejido.

Sin embargo, las originadas por las heterogeneidades son inversamente proporcionales a la magnitud del gradiente. Si hay más gradiente, para igualdad de intervalos espaciales se toleran mayores variaciones en el campo magnético *B* sin que se produzca cambio de localización. Además, las heterogeneidades introducidas por la susceptibilidad son proporcionales a la intensidad del campo magnético estático. Entonces la distorsión será menor en equipos de intensidad de campo magnético más débil y siempre que se aplique el mayor gradiente posible. Como posible penalización hay que asumir una peor relación señal-ruido (Sumanaweera y cols. 1994b).

En cuanto a los movimientos del paciente, en muchos casos, este es un problema sin resolver. En el caso del sólido rígido, se necesita una transformación para cada corte. La puesta en escala no suele ser suficiente. En *RM* se producen los denominados *"ghost artefacts"*. En *PET* y *SPECT* la distorsión viene producida por mala alineación de las cabezas en sistemas multidetector o la incertidumbre en el centro de rotación que conlleva un efecto de halo en la imagen.

Existen también efectos de distorsión de "intensidad": efecto talón en tubos de rayos *X* y heterogeneidad del campo de radiofrecuencia en *RM*.

3.3. Algoritmos de fusión afín

Como hemos visto en el apartado 3.1, los algoritmos de fusión afín se clasifican de la siguiente manera:

- Los que usan "características geométricas" de la imagen.
 - Puntos.
 - Superficies.
- Aquellos que usan medidas de "similitud de vóxel".
 - Intramodales. Minimización de la diferencia de intensidades. Técnicas de correlación. Uniformidad del cociente de imágenes.
 - Intermodales. Uniformidad de intensidad parcelada, entropía de unión, información mutua, información mutua normalizada.

Pasamos a desarrollar brevemente cada uno de ellos.

3.3.1. Puntos y el problema de Procrustes

Se buscan puntos 3D correspondientes en ambas imágenes. Se optimiza la transformación T según un ajuste de mínimos cuadrados ("homolugus landmarks"). Se tiene un conjunto de puntos homólogos identificado para cada imagen, P en la imagen B y Q en la imagen A. En la resolución del problema ortogonal de Procrustes se busca T tal que $G(T) = ||T(P) - Q||^2$ sea mínimo. Este tipo de enfoque del problema implica identificar en las imágenes los puntos que se utilizarán en la optimización, en un principio de manera manual. El problema tiene solución matricial con la combinación rotación + traslación (sólido rígido).

3.3.2. Superposición de superficies

Algoritmos de segmentación. Como ya se ha visto al inicio del tema, segmentar es extraer superficies basándose en isointensidades de la imagen. Se pueden encontrar con éxito superficies de alto contraste como por ejemplo piel-aire. La excepción se encuentra en algunos trazadores en *MN* e imágenes *MR* eco-planares. Mediante este tipo de algoritmos se ajustan las superficies homólogas usando sólo transformaciones de cuerpo rígido. Algoritmo de cabeza y sombrero. Se suele utilizar en fusión craneal. La imagen de más alta resolución es una pila de discos (cabeza) y la otra una lista de puntos 3D inconexos (sombrero). La fusión se hace transformando iterativamente la superficie sombrero respecto de la cabeza hasta lograr el mejor ajuste. Las imágenes se pueden preprocesar usando transformación de distancias ("chamfer filter") en una de ellas.

Algoritmo de punto más cercano iterativo. En ambas imágenes se segmentan superficies 3D. Después, ambas se ajustan iterativamente a una superficie modelo hasta conseguir distancia mínima. Luego se fusionan.

Uso de "crest lines". Se segmenta la superficie, que ha de ser derivable tres veces. Las crestas ("crest lines") son el lugar geométrico de la superficie donde el valor de la curvatura principal k_1 es localmente máximo en su dirección principal. Las imágenes se fusionan alineando las crestas homólogas. Es una técnica útil cuando las imágenes son muy similares.

3.3.3. Fusión de imagen usando medidas de similitud de vóxel

Calculan τ optimizando alguna medida calculada directamente a partir de los valores de vóxel (o píxel). τ se calcula de manera invariable e iterativa mientras que en los algoritmos geométricos el resultado era T y luego se infería τ . En cada tipo de fusión descrito, se calcula una cantidad que es el estimador del ajuste iterativo. Para este tipo de técnicas hay que distinguir entre fusión intermodal e intramodal, dado que el hecho de que los valores de gris sean similares en ambas imágenes para un mismo tejido es determinante en la técnica que se puede emplear.

3.3.3.1. Fusión intramodal

Para imágenes pertenecientes a la misma modalidad, las iteraciones tratan de minimizar una cantidad que se calcula a partir de los valores de intensidad de ambas imágenes, una vez transformada la *B* sobre la *A*. En función de la cantidad a minimizar se clasifican como sigue:

Minimización de la diferencia de intensidades

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_{x_A \in \Omega_{AB}^{T}} A(x_A) - B^{\tau}(x_A) \Big|^2$$

SSD es la medida óptima si las dos imágenes sólo difieren por ruido gaussiano. $\Omega^{T}_{A,B}$ es el conjunto de puntos intersección de las dos imágenes una vez transformada *B* por medio de *T*.

Existe otra medida, SAD, donde se suman valores absolutos no cuadráticos:

$$SAD = \frac{1}{N} \sum_{x_A \in \Omega_{AB}^{T}} |A(x_A) - B^{\tau}(x_A)|$$

Se usa para minimizar el efecto del contraste entre dos series de la misma modalidad.

Técnicas de correlación. Suponen una relación lineal entre los valores de intensidad en las imágenes. Por tanto lo que se hace es un ajuste lineal y se evalúa el coeficiente de correlación que es una versión normalizada del coeficiente de correlación cruzada.

$$C = \sum_{x_A \in \Omega_{A,B}^{T}} A(x_A) B^{\tau}(x_A)$$

Uniformidad del cociente de imágenes. Se realiza el cociente de intensidades $R(x_4)$ en el dominio común de ambas imágenes y su uniformidad se mide utilizando:

$$RIU = \sqrt{\frac{\frac{1}{N}\sum_{x_{A} \in \Omega_{A,B}^{r}} (R(x_{A}) - \overline{R})^{2}}{\frac{\overline{R}}{R}}}$$

3.3.3.2. Fusión intermodal

Para este tipo de fusión no sirven los métodos de sustracción, correlación o ratio porque no hay una relación simple entre *A* y *B*. La transformación de intensidades es una función complicada. No hay una operación aritmética sencilla que cuantifique la mala fusión. Hay tres tipos de técnicas. Las que usan medidas basadas en la fusión intramodal con alguna modificación, las que usan medidas de intensidad parcelada (*PIU*) y las que usan teoría de la información.

Medidas de similitud intramodal para fusión intermodal

Usan substracción o correlación para estimar el mapeo de intensidades, lo aplican a A, crean una imagen virtual A_v y fusionan A_v con B de manera intramodal. Si el mapeo es suficientemente bueno funcionará. En resumen, se trata de "hacer parecer a A" como una imagen modo B. Hay varios caminos para conseguirlo:

- Inversión de intensidad CT. Para fusión MR-CT.
- Fusión de crestas de intensidad. En este caso se buscan las crestas de A_v y de B_v .
- *SPM*, software de mapeo paramétrico estadístico. Se trata de resolver un sistema de ecuaciones del tipo:

$$\Phi_{x_A}(\theta, \vec{u}) = B^{\tau_{\theta}}(x_A) - F_u(A(x_A), x_A) = 0$$

donde θ y u son los parámetros de τ y F. Se generan N ecuaciones (una por cada vóxel) que han de superar al número de incógnitas. El problema se desarrolla por Taylor pero θ_0 y u_0 han de ser buenas estimaciones iniciales para que funcione.

Uniformidad de intensidad parcelada ("piu")

Se concibió para fusionar RM y PET en estudios de cabeza. Se asume que todos los píxeles de RM con un valor de imagen concreto representan el mismo tipo de tejido, y por tanto los correspondientes de PET tendrán un valor similar. La imagen de RM se parte en 256 "bins" de uniformidad y se busca maximizar la uniformidad de los vóxeles de PET dentro de cada "bin" (PIU_B) y viceversa (PIU_A). Matemáticamente:

$$PIU_{B} = \sum_{a} \frac{n_{a}}{N} \frac{\sigma_{B}(a)}{\mu_{B}(a)} \quad PIU_{A} = \sum_{b} \frac{n_{b}}{N} \frac{\sigma_{A}(b)}{\mu_{A}(b)}$$

donde σ y μ representan la desviación típica y la media de cada *"bin"*, y *n* el número de vóxeles de cada *"bin"*.

Teoría de la información. Histogramas valores de vóxel

La información presente en una imagen son valores de vóxel (*TC*, *MR*, *PET*). Una herramienta útil son los histogramas de valores de gris (Figura 6). El objetivo de estas técnicas es maximizar la cantidad de información compartida de las dos imágenes o lo que es lo mismo, minimizar la información de la imagen combinada.



Figura 6. Diferentes histogramas de valores de intensidad de la imagen (grises), para diferentes modalidades y localizaciones. Puede observarse la mayor riqueza informativa de las imágenes *RM*.

Entropía y entropía de unión

Se define la entropía de una imagen como: $H = -\sum p_i \cdot \log p_i$

donde cada p_i es la probabilidad de encontrar un determⁱnado valor de intensidad en la imagen, por tanto, cada valor se saca del histograma de valores de vóxel (como los de la figura 6), si se normaliza el recuento en cada *"bin"* de tal manera que $\sum_{i} p_i = 1$. Por ejemplo, si la imagen es uniforme sólo hay un p_i distinto de 0 y por tanto igual a 1, de donde se deduce que H=0.

Desde este punto de vista es fácil asociar entropía e información que porta la imagen. Cualquier aumento de la borrosidad ("blurring") del histograma reparte entre más p_i y aumenta la entropía. De ello se deduce que, minimizando H en la imagen diferencia de dos modalidades de manera iterativa, llegaremos a la fusión más "correcta", desde el punto de vista de la información. La ecuación que calcula H es una suma a todos los vóxeles y la forma matemática se debe a que es la expresión más sencilla que cumple una serie de propiedades asociadas a la entropía.

La entropía de unión de las dos imágenes cumple que,

 $H(A,B) \le H(A) + H(B)$

estando la entropía de unión definida como,

$$H(A,B) = -\sum_{a} \sum_{b} p_{A,B}^{\tau} \cdot \log p_{A,B}^{\tau} (a,b)$$

donde los valores utilizados son los del histograma de unión de A y B, que se genera dibujando las intensidades de A frente a las de B^{τ} vóxel a vóxel (Figura 7). Cuando A y B son la misma imagen, el histograma de unión es una recta con pendiente 1.

Por tanto, la entropía de unión mide la cantidad de información en dos imágenes combinadas.

Tiene una importante limitación: H(A,B) depende de τ . $p_{A,B}^{\tau}$ es sensible a cambios en el volumen de solapamiento de la imagen. Si la parte de solapamiento de aire aumenta en área tras la transformación, la H(A,B) se ve muy disminuida porque se favorece mucho $p_{A,B}^{\tau}(0,0)$ y viceversa. Maximizar la cantidad de aire que se solapa es una solución incorrecta, aunque fácilmente detectable. Traslaciones y rotaciones alterarán $p_{A,B}^{\tau}$ debido a la borrosidad que se produce.



Figura 7. Histogramas 2D de valores de intensidad de vóxel para un cráneo, usando: a) imágenes idénticas de *RM*, b) imagen de *RM* y *CT*, c) imagen de *RM* y *PET*. De izquierda a derecha los histogramas están generados usando las imágenes perfectamente alineadas, con 2 mm de desalineación y con 5mm de desalineación. Se observa que sea cual sea la modalidad de fusión, el desalineamiento produce una borrosidad añadida en los histogramas (tomada de Hill y cols. 2001, con permiso).

Si se añaden las entropías de cada imagen a la función que se optimiza, obtenemos la información mutua que es una medida de la información que tienen en común las dos imágenes.

$$I(A,B) = H(A) + H(B) - H(A,B)$$
$$I(A,B) = -\sum_{a} \sum_{b} p_{A,B}^{\tau} \cdot \log \frac{p_{A,B}^{\tau}(a,b)}{p_{A}^{\tau}(a)p_{B}^{\tau}(b)}$$

Es una medida de cómo de bien una imagen explica la otra y es máxima sólo con alineamiento óptimo. Saber el valor de a de un vóxel reduce incertidumbre en saber el valor de b transformado.

Información mutua normalizada

Para resolver el problema del solapamiento de aire se elimina la dependencia con el volumen de intersección de las dos imágenes $\Omega^T_{A,B}$ normalizando la información combinada en él.

Existen tres tipos de normalización diferente:

$$\tilde{I}_{\circ 1}(A,B) = \frac{2I(A,B)}{H(A) + H(B)};$$
$$\tilde{I}_{2}(A,B) = H(A,B) - I(A,B);$$
$$\tilde{I}_{3}(A,B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A,B)}$$



Figura 8. Entropías e información mutua. Comparación del cambio en entropías individuales y entropía de unión con una traslación cráneo-caudal (eje de abscisas) de dos imágenes de RM que difieren solamente en ruido. Arriba a la izquierda H(A), arriba a la derecha H(B), abajo izquierda H(A,B) y abajo derecha I(A,B). Cada cuadro tiene dos gráficas. La curva lobulada corresponde a utilizar las imágenes con su resolución inicial y la otra se obtiene cuando a B se la somete a un filtrado gaussiano previo que la suaviza. De ese modo, la curva resultante de información mutua es más suave y no posee máximos locales. Se observa que la información mutua (MI) es máxima justo cuando el alineamiento es perfecto (adaptada de Hill y cols. 2001, con permiso).

Cuando dos imágenes están perfectamente alineadas la entropía de unión es mínima y la información mutua es máxima (Figura 8). El problema de un proceso iterativo es caer siempre en óptimos locales. En un principio la información mutua presenta mínimos locales pero se comprueba que estos desaparecen si la imagen *B* se suaviza con un filtro gaussiano antes de ser fusionada.

La ventaja de utilizar la información mutua normalizada es que el método iterativo es automático y vale para todo tipo de imágenes y modalidades.



Figura 9. Fusión *PET-CT* craneal usando información mutua (*MI*) normalizada. A la derecha se presenta la imagen *PET* sin fusionar. A la hora de representar una fusión, puede hacerse según la figura de la izquierda o bien con una imagen simultánea que mezcle las dos moda-lidades en el porcentaje que deseemos.

3.4. Fusión no afín

Entre dos estudios de un paciente tomados en diferentes momentos o entre dos modalidades distintas de imagen para un paciente, en general no sólo es necesaria una transformación afín para que se puedan superponer, sino que existirán deformaciones locales y cambios fisiológicos que en algunos casos hagan necesario utilizar algoritmos de fusión no afín o fusión deformable. Asimismo, existen modelos fisiológicos virtuales a los que puede ser necesario transformar un paciente para segmentar automáticamente determinadas estructuras anatómicas.

Es por tanto necesario, ampliar el número de grados de libertad de la fusión para tratar de simular las deformaciones normales fisiológicas del cuerpo humano. Convencionalmente, en radioterapia 3D traslaciones y rotaciones se han venido corrigiendo con imágenes portales del paciente. Pero estas correcciones consideran al paciente como un sólido rígido. Lo ideal es usar la fusión deformable para poder tener en cuenta el movimiento interno y la deformación de órganos (Lu y cols. 2004).

Los algoritmos de este tipo suelen iniciarse con una transformación afín que aproxime las imágenes, añadiéndose después una parte no rígida que puede utilizar dos vías en función de que existan marcas de control o no. Distinguiremos dos tipos de algoritmos que se basan en la misma distinción que se hacía para la fusión afín:

- Los que se basan en una serie de puntos. Este tipo de algoritmos minimizan la distancia entre puntos, superficies o curvas de estructuras anatómicas correspondientes. En general, este tipo de procesos precisan de la intervención humana en algún momento para identificar estas estructuras.
- Los que se basan en vóxeles. Algoritmos basados en la intensidad de vóxel por zonas (*ROI*). Pueden utilizar una combinación lineal de polinomios, o bien funciones base o superficies "*B-Spline*" definidas por una red regular de puntos de control, etc.

Las deformaciones se pueden clasificar en:

- Transformaciones polinómicas (Woods y cols. 1998). No pueden manejar cambios locales de forma y sí cambios globales. Los altos grados de los polinomios empleados suelen introducir artefactos como por ejemplo oscilaciones.
- "Splines" y "thin plate splines" (Bookstein 1989). Precisan una serie de puntos de control. El número de grados de libertad es proporcional al número de puntos de control usado. Cada punto de control afecta globalmente lo que puede suponer un contratiempo. Una de las imágenes se comba hasta alinear las marcas de referencia. Es un problema de geometría de "plates" donde se persigue la minimización de la energía de curvatura. Como solución se propone la superposición de "thin plate splines", un determinado tipo de funciones que modelan el cambio de la imagen *B* sobre la *A* y que tienen la propiedad de pasar lo más cerca posible de todos los puntos de control con la mínima energía de curvatura, es decir, proporcionan la deformación más suave posible.
- Transformaciones y deformaciones de forma libre. Este tipo de transformaciones son las ideales para modelar la deformación local. A cada vóxel transformado de la imagen *B* se le asigna una transformación distinta. Es necesario restringir y regularizar el problema debido a que las

soluciones son muchísimas. Para ello, se añaden algoritmos basados en modelos pseudofísicos, donde la deformación se modela como deformación elástica o flujo de fluidos de tal modo que se fuerzan las propiedades topológicas de la deformación para restringir el espacio donde se halla la solución. El objetivo final es determinar el estado de mínima energía que define la fusión. En general para evaluar este tipo de fusión se utiliza correlación cruzada (*CC*) e información mutua (*MI*). En (Lu y cols. 2004), se describe un método de fusión deformable de forma libre que consigue realizar la fusión intermodal en unos tres minutos para imágenes de tamaño habitual.

Por último mencionaremos que existen métodos de fusión intersujeto para estudiar variabilidad o comparar sujetos normales con voluntarios y además está definido el espacio estereotáxico de Talairach donde se alinean imágenes (fusionando con un atlas electrónico)(Woods y cols. 1999).

De reciente incorporación en planificadores, este tipo de algoritmos basados en librerías anatómicas (ya mencionadas en 2.1) son capaces de analizar un conjunto de imágenes y segmentar automáticamente volúmenes de interés para que el proceso de definición de contornos sea prácticamente semiautomático. Estos algoritmos funcionan tanto mejor cuanto más definidas sean las estructuras en el modo de imagen que estemos utilizando, fundamentalmente en *TC*, por lo que la separación de estructuras blandas es más complicada.

3.5. Optimización, interpolación y remuestreo de la imagen

Como hemos visto, la transformación a aplicar a B es buscada casi siempre de manera iterativa. Existe, como en todo proceso de optimización, la posibilidad de caer en óptimos locales dado que en el espacio de parámetros suele haber múltiples. La solución al problema es realizar un suavizado previo de las imágenes a interpolar y emplear aproximaciones multiprincipio en los pasos iterativos para ahorrar tiempo y aproximaciones multiprincipio en las que se utilizan varias semillas iniciales para los parámetros iniciales de la transformación. También pueden ayudar las técnicas de emparejamiento ("matching") de superficies. En cuanto al problema del solape de aire, una solución es empezar en el rango de parámetros que se sabe que contiene el óptimo. Una solución mala es fácilmente detectable.

Para el muestreo e interpolación de imágenes se podrían utilizar funciones tipo "Sinc" (sen (x)/x) que son propias de las señales limitadas en banda. Un estudio médico está truncado en Z por lo que no son propiamente aplicables sin modificación. Lo que más se usa es la interpolación trilineal. En la resta de imágenes produce importantes errores ya que introduce un filtro paso baja y

produce el fenómeno de *"aliasing"*. Son soluciones a este problema el utilizar función *"Sinc"* truncada con una ventana como la *"hamming"* o varias funciones tipo *"Sinc"* con varias ventanas, emplear aproximaciones a las anteriores o bien realizar transformaciones de cizalla que transforman la imagen usando una combinación de ellas. Para muestreos no uniformes, se usan interpolaciones que son el reverso de la *"Sinc"* para pasar a malla uniforme.

Por cuestiones de tiempo de fusión, la interpolación ha de tener peor calidad en pasos intermedios. Se realiza un suavizado previo de la imagen para mejorar los errores de la interpolación trilineal. De este modo se pierde resolución. No hay que olvidar que las medidas de información mutua y las sucesivas iteraciones pueden acarrear un problema de velocidad de cálculo.

En fusión intermodal no importan demasiado los problemas de la interpolación ya que una imagen suele ser de bastante menor resolución que la otra, como ocurre por ejemplo con la *PET* y la *TC*.

3.6. Aplicaciones de la fusión a la radioterapia

Más allá de su valor diagnóstico (dado que la PET por ejemplo puede descartar tratamientos o cambiar el estadiaje de pacientes oncológicos) y una vez decidido que a un paciente se va a someter a radioterapia, la fusión de modos de imagen proporciona información valiosa para la configuración del tratamiento. La fusión intermodal afín entre RM-PET-TC está aplicándose cada vez más en radioterapia y en diversas localizaciones. Está demostrado que las medidas de similitud de vóxel funcionan mejor en este tipo de fusión. Los planificadores poseen herramientas que permiten fusionar los tres modos de imagen de tal manera que el médico puede delimitar los volúmenes con mucha mayor exactitud. El soporte geométrico y de densidades electrónicas para el tratamiento lo proporciona la imagen TC, mientras que la RM es utilizada para distinguir entre tejido blando (imágenes agua-grasa) y la *PET* da idea de la actividad de un determinado grupo de células. Juntando la información de los tres modos de imagen, la delineación del volumen tumoral es más exacta. Una mejor información sobre el lugar donde está el tumor puede posibilitar una escalada de dosis absorbida en aquellos casos en los que los volúmenes queden más pequeños tras la fusión de imagen que dibujados utilizando solo la imagen TC.

La fusión intramodal de cuerpo rígido puede usarse para un paciente con varias exploraciones, aunque existe un problema de movimiento y de deformación. Esto se puede resolver con algoritmos geométricos y de similitud de vóxel por igual, pero es evidente que la fusión deformable o no afín es el camino para seguir la evolución de un paciente con el tiempo en diferentes estudios. También parece clara su aplicación al seguimiento de los volúmenes durante el tratamiento.

Las herramientas de fusión de los planificadores han permitido definir nuevos conceptos como el *BTV*, volumen tumoral biológico. La imagen *PET* y la espectroscopía por *RM* proporcionan este tipo de información (actividad biológica). Así, se puede definir un *BTV* dentro del *PTV* definido, con *RM* o *TC*. En tratamientos de pulmón las técnicas de fusión han demostrado ser eficaces. Fusionar *SPECT* y *TC* sirve para evitar en la irradiación las zonas de pulmón perfundido e introducir campos de irradiación por el no perfundido. La *PET* delimita muy bien el volumen en tumor no microcítico y como resultado suele ser más pequeño que en *TC*. Además diferencia atelectasia de cáncer, reduciendo así la intervariabilidad médica.

Algunos estudios aseguran que utilizando fusión *PET-TC* se puede reducir sensiblemente el volumen irradiado en pulmón por lo que las complicaciones severas como la neumonitis podrían verse muy reducidas con una mejor definición de los volúmenes. La mejor técnica para fusionar *PET* con *TC* en estudios de tórax es la de respirar normalmente durante el escáner. La adquisición *PET* dura 5 minutos y puede dar lugar a artefactos fríos debidos a la respiración, que sitúa tejido no pulmonar como si perteneciera al pulmón.

En cuanto al cerebro la *PET* suele aumentar el volumen ligeramente con respecto a *RM*. La *SPECT* da idea de las zonas funcionales.

En cabeza y cuello la *PET* es una herramienta de detección de ganglios afectados. En el caso de la próstata, la *RM* reduce las variaciones interobservador en la definición de volúmenes. Para fusionar *RM* con *TC*, en este caso, a menudo se utilizan marcadores intraprostáticos.

Por último, cabe reseñar como ya se ha mencionado en el apartado 2.2 que la fusión de imágenes planares portales y *RDR* permite evaluar los errores de puesta en tratamiento de los pacientes. Este tipo de fusión viene realizándose a través de algoritmos que suelen emparejar estructuras óseas segmentadas. En localizaciones donde el hueso no sea evidente, los otros algoritmos descritos pueden utilizarse. La extensión natural al 3D de esta fusión entre imágenes de puesta en tratamiento y planificadas se ha realizado de la mano del *"cone-beam CT"*. Hoy en día, los aceleradores lineales (sistema "Trilogy" en el caso de Varian, "Synergy" en el caso de Elekta, "Mvision" en el caso de Siemens) disponen de un sistema de *TC "on-line"* que permite fusionar el escáner de planificación con el de tratamiento. Dicho escáner de tratamiento puede realizarse con kilovoltaje o con megavoltaje. Simultáneamente han desarrollado utilidades que evalúan el desplazamiento producido en las estructuras de interés.
En los últimos años, con objeto de conocer cuál es la dosis absorbida a lo largo del tratamiento, la fusión deformable se está aplicando de manera creciente fusionándose los cone-beam *CT* adquiridos durante el tratamiento con la *TC* de planificación, dando lugar al concepto de radioterapia guiada por la dosis ("*DGRT*"), en la que se pretende conocer la dosis absorbida por cada vóxel del paciente siguiendo con modelos, presumiblemente adecuados, su trayectoria a lo largo de las sesiones recibidas. Si además de seguir la evolución de la dosis absorbida, se pretende rectificar aquellas situaciones que se encuentren fuera de tolerancia con respecto a lo planificado, surge el concepto de radioterapia adaptativa ("*ART*"), que implicando cierto grado de automatización permite ir rectificando el plan de tratamiento conforme se producen las deformaciones progresivas en el paciente.

3.7. Fusión por hardware. Equipos PET/TC

La fusión por software es de exactitud limitada y a veces laboriosa. Existen unidades que realizan dos exploraciones en la misma sesión, una TC y una PET, de tal modo que la TC corrige la PET por atenuación y dispersión (Figura 10). Este tipo de exploración tiene un valor añadido en el estadiaje de la enfermedad y en la planificación en radioterapia. Potencialmente permite encontrar una localización más exacta de la patología generando una mayor confianza en la determinación de volúmenes. Según la organización del departamento, la estrategia puede ir desde un PET/TC sin posición ni accesorios de tratamiento, que luego es necesario fusionar con la TC de simulación, hasta una PET/TC integrado o a cargo de personal del servicio de radioterapia en el cual es posible realizar la fusión inmediata de ambos conjuntos de imágenes y enviarlas al sistema de planificación, utilizándose la misma posición y accesorios que en el tratamiento.

A la hora de delimitar volúmenes basándose en la imagen *PET*, es necesario establecer un cuidadoso protocolo de segmentación ya que dada la baja resolución y el alto nivel de ruido de las imágenes además de la influencia del algoritmo de reconstrucción existen efectos que no permiten hablar de valores umbral fijos para realizarla. Estos umbrales siempre suelen utilizar alguna expresión que depende del valor estándar de captación, ("Standarized Uptake Value"), denominado *SUV* definido como:

$$SUV\left(\frac{kg}{ml}\right) = \frac{Concentración de actividad en la región de interés (Bq/ml)}{\frac{Dosis inyectada}{Peso corporal} \left(\frac{Bq}{kg}\right)}$$

La duración de la exploración en función del tipo es de unos 10-35 min. Se suele realizar a los 60 minutos de la inyección y en ocasiones se realiza una exploración tardía a las 3 horas si se considera que se necesita mayor sensibilidad de detección tumoral (Boellaard y cols. 2010).

La no especificidad del *FDG* como captado por el tumor (ya que lo captan otras muchas estructuras) no lo hace menos interesante porque las captaciones funcionales se distinguen mucho mejor.

En cuanto a la *TC* que acompaña al *PET*, las principales diferencias con respecto a uno convencional se centran en el número de detectores axiales y en la velocidad de rotación. Para la *TC* asociada a *PET* hace falta un nivel medio de multicorte (2-4). El protocolo utilizado es diferente si la *TC* se va a usar solo para corregir por atenuación y dispersión o si se pretende usar para el contorneo de estructuras o diagnóstico.

La secuencia habitual de un estudio PET/TC es: TC espiral + Reconstrucción TC, Adquisición PET (con reconstrucción) + Factores de atenuación basados en TC + Reconstrucción 3D ("Fourier rebinning", Algoritmo atenuación) + Fin de la exploración.



Figura 10. Algunos diseños existentes de equipos *PET/TC*, de izquierda a derecha: Siemens Biograph Truepoint, GE discovery y Philips Gemini TF Bigbore.

4. Análisis de distribuciones de dosis absorbida

4.1. Curvas de isodosis 2D Y 3D

Sin duda, el procedimiento más utilizado para la evaluación de una planificación de un tratamiento de radioterapia es la inspección visual de curvas de isodosis seguido de un análisis del *HDV* para decidir si se cumplen unos criterios cuantitativos establecidos a priori. El cálculo de parámetros radiobiológicos puede acompañar una planificación pero la incertidumbre asociada a sus resultados hace que no sean determinantes por el momento.

La inspección visual de las curvas de isodosis nos permite localizar espacialmente zonas donde la cobertura no es adecuada o zonas donde existen sobredosificaciones, información que por ejemplo nunca nos podrá dar un *HDV* que pese a dar una información valiosa adolece de la falta de información espacial en cuanto "a donde ocurre un punto frío o caliente".

Estas curvas de isodosis son reconstruidas por el sistema a partir de los puntos de cálculo pertenecientes a una matriz de dosis absorbida utilizando distintos modelos de interpolación. Esta matriz suele fijarse cuando se va a realizar el cálculo, y el espaciado entre puntos es un compromiso entre la exactitud requerida en la evaluación del plan y la velocidad del cálculo, que depende del algoritmo utilizado. En los modernos planificadores 3D las distribuciones de dosis absorbida se pueden reconstruir en cualquier plano, sagital, coronal, transversal u oblicuo en los que a la vez se reconstruyen las estructuras y los contornos (Figura 11).

Los colores que aparecen en las isodosis son arbitrarios. Existen diferentes escalas en función de las preferencias del usuario. También la manera de dibujar las isodosis varía según el interés del que analiza las curvas. Se pueden dibujar curvas de isodosis, se puede utilizar un modo continuo y progresivo de color, o bien se puede utilizar un modo discreto y a escalones.

La escala cuantitativa de las isodosis también se puede variar. Los haces se agrupan de tal manera que se puede representar las isodosis relativas a una normalización concreta o la dosis absorbida total suma de grupos de haces con diferentes normalizaciones. Ambas representaciones son necesarias para ver cómo afecta cada parte del tratamiento a la cobertura del *PTV* y órganos de riesgo y como afecta la totalidad del mismo.

En cuanto a la representación 3D de las isodosis, ya se ha mencionado su utilidad en el apartado 2.1 De un solo vistazo se pueden observar las zonas subdosificadas del *PTV* o las sobredosificadas de los órganos de riesgo (Figura 12), de tal manera que analizando la coordenada en la que ocurren se pueden variar las protecciones del haz en el modo *BEV*.



Figura 11. Isodosis en tres planos de un tratamiento de próstata. Los planos coronal y axial pasan por el isocentro del tratamiento.



Figura 12. Visión axial, sagital y coronal del tratamiento de la figura 10 en representación 3D. La isodosis granate es la de prescripción y los trozos amarillos de *PTV* son los subdosificados (vesículas y parte posterior de la próstata). Se observan también el recto y la vejiga.

4.2. Perfiles y generación de placas

Una utilidad muy interesante de los sistemas de planificación es la generación de perfiles, planos y distribuciones volumétricas de dosis absorbida que se puedan comparar con medidas realizadas con placas radiográficas o radiocrómicas, matrices de cámaras de ionización o diodos y dispositivos análogos. También se suelen emplear como entrada de otros programas de análisis. La generación de este tipo de ficheros también es de gran utilidad para el control de calidad del sistema de planificación, así como de las unidades de tratamiento. En general, dado un paciente, el planificador podrá generar cualquier perfil arbitrario de dosis absorbida en el mismo o bien porcentajes de dosis absorbida en profundidad y perfiles en maniquíes regulares. Además, en el caso de que existan medidas experimentales en determinadas condiciones, estas se podrán reproducir en el planificador y comparar a través de la comparación de perfiles.



Figura 13. Perfiles experimentales y calculados superpuestos. Perfil bajo una heterogeneidad de aire de 2 cm de espesor con electrones de 9 MeV.

Estos perfiles extraídos del planificador deben poder exportarse en formato ASCII para su fácil análisis.

En este tipo de utilidades conviene que los perfiles extraídos puedan representar valores tanto en dosis absorbida como en porcentaje con respecto a una normalización. Es interesante que puedan elegirse de manera arbitraria en cualquier plano del espacio. También pueden ser de utilidad a la hora de valorar una planificación.

La generación de placas o distribuciones 3D tiene gran utilidad en radioterapia de intensidad modulada ("IMRT") donde se suelen utilizar maniquíes con placas en su interior o matrices de cámaras de ionización o diodos para la comprobación de los tratamientos. El planificador genera ficheros que siguen la norma DICOM-RT (objetos "RT dose"). Usando un software concreto, las placas virtuales o matrices 3D completas extraídas del planificador se comparan con las irradiadas experimentalmente de tal manera que se puede determinar las diferencias en dosis absorbida entre lo calculado y lo experimental. En estos casos, el maniquí diseñado en el planificador ha de ser el mismo que el que se utiliza para las medidas (en general se suelen introducir cortes TC del mismo). Existen maniquíes que simulan abdomen, tórax o cráneo y en cuyo interior se pueden insertar placas y cámaras de ionización. También se pueden comprobar los campos de IMRT irradiando todos los segmentos de una orientación de brazo sobre una placa perpendicular en un maniguí de láminas de agua sólida o bien sobre un dispositivo electrónico de imagen portal ("EPID"). Esta geometría se reproduce en el planificador y del mismo modo se comparan ambos resultados para comprobar que el acelerador modela los haces tal como se espera.



Figura 14. Superposición de placas experimentales y cálculos del planificador. Cuatro haces de fotones en aspa. La escala de color es una escala de diferencias entre dosis absorbida calculada y experimental.

Todas estas herramientas suelen incluir la posibilidad de sumar y restar gráficas y planos de dosis absorbida, así como de evaluar la bondad del cálculo con diferentes métodos estadísticos. Por ejemplo, algunos planificadores presentan las diferencias cálculo-medida de acuerdo a criterios estadísticos. Dan el porcentaje de puntos evaluados que superan o no un determinado criterio (responden a preguntas del tipo ¿qué porcentaje de puntos tienen menos de un 2% de diferencia de dosis absorbida?)

La evaluación de matrices 3D, planos y perfiles que comparan datos experimentales y calculados puede realizarse también de acuerdo a un criterio distancia-diferencia de dosis absorbida (Low y cols. 1998). Si se establecen unas tolerancias para las diferencias en dosis absorbida y distancia (ej: 2% o 2 mm) queda definido un elipsoide en el espacio dosis absorbida-distancia (Figura 15). Dado un punto de medida dosis absorbida-posición en ese espacio ($D_m(x_m),x_m$) y un punto calculado ($D_c(x_c),x_c$) el vector que los une ha de estar dentro del elipsoide de tolerancia definido por ΔD_m , Δd_m . Expresando dosis absorbida y distancias en unidades de longitud ΔD_m y $d_{m'}$ el módulo de dicho vector se denomina gamma, γ , y ha de ser menor que 1 para que se cumpla el criterio establecido.



Figura 15. Esquema del análisis gamma en 1D. La extensión a distribuciones 2D o 3D es inmediata (adaptada de Low y cols. 1998, con permiso).

Sobre el porcentaje de puntos que cumplen que γ sea menor que 1 se establecen los criterios que sirven para dar por buena una comparación medidacálculo. Es interesante que un planificador muestre este resultado en el caso de que disponga de la posibilidad de comparar distribuciones de dosis absorbida.

Cuando se utiliza una utilidad que realize el análisis gamma aplicado a dos matrices que se quieren comparar, es muy importante tener cuidado con dos aspectos fundamentales:

 La resolución de las matrices puede influir en el resultado final que se obtiene, especialmente si la utilidad que realiza la comparación utiliza las resoluciones originales y estas son parecidas. Si son muy diferentes solo tiene sentido realizar la comparación gamma en los puntos de la matriz con menos resolución. El resultado depende mucho de lo que se tome como 100%. En el caso de una matriz de dosis absorbida suma de todos los haces en un paciente, parece claro identificar el 100% con la dosis prescrita, pero en el caso de comparar planos de dosis no homogéneos e individuales (por haz), el resultado varía mucho según se elija normalizar en el máximo, en la media o en un punto significativo de la distribución.

4.3. Herramientas de evaluación de una planificación

4.3.1. Histogramas dosis-volumen

Una de la herramientas más poderosas en el análisis de distribuciones tridimensionales de dosis absorbida es el histograma dosis-volumen (*HDV*).

Un histograma dosis-volumen es una representación gráfica o numérica de la cantidad de volumen que recibe una dosis absorbida dada. Estas gráficas proporcionan de manera rápida cómo se distribuye la dosis absorbida en cada estructura contorneada previamente.



Figura 16. Histograma diferencial para un *PTV*. Dosis absorbida prescrita 6800 cGy. El volumen se obtiene sin más que multiplicar el número de vóxeles en cada clase por el volumen del vóxel.

La forma más básica del *HDV* es una distribución de frecuencias donde se sitúan en el eje de abscisas las dosis absorbidas distribuidas por interva-

los mientras que en el eje de ordenadas se va acumulando el número de vóxeles (frecuencia) cuya dosis absorbida calculada cae dentro de cada clase (Figura 16). Por tanto, el histograma tiene en cuenta las dosis absorbidas que reciben los diferentes elementos de volumen. En planificación de radioterapia externa se distinguen dos tipos de histogramas, el descrito arriba que se conoce como "diferencial" y el acumulativo o "integral" en el que se indica qué volumen (absoluto o fracción) recibe una dosis absorbida seleccionada o superior a ésta y que consiste en sumar para cada dosis absorbida todos los vóxeles que reciben una dosis absorbida superior o igual (Figura 17).



Figura 17. Histograma integral para el *PTV* de la figura 16. Dosis absorbida prescrita 6800 cGy. El número total de vóxeles del *PTV* es 2900.

En cuanto a los ejes del histograma, tanto volumen como dosis absorbida se pueden expresar en cm³ y Gy o cGy respectivamente, o bien en porcentaje. Cuando se analizan los histogramas integrales o acumulativos, se suelen buscar puntos significativos de los mismos, de tal manera que se habla del V20, por ejemplo, para referirse al % del volumen que recibe una dosis de 20 Gy o superior, mientras que si hablamos de la D2cc nos referimos a la dosis que como mínimo reciben 2 centímetros cúbicos del volumen. Es frecuente expresar dosis máximas significativos que reciban una alta dosis. Para expresar la cobertura de un PTV, se suelen utilizar el V95 o el D90, y en ese caso los números se refieren directamente a porcentaje, volumen que recibe el 95% de la dosis prescrita o más y dosis que recibe el 90% del volumen respectivamente. Para expresarlo de manera correcta detrás de cada uno de los números debería ir la unidad o el símbolo de porcentaje. Los *HDV*, tal y como se ha dicho, son eficaces y rápidos en la evaluación de un tratamiento tridimensional, tanto para estimar la cobertura del volumen blanco como para saber si se ha sobrepasado la tolerancia de órganos críticos. En general, se utiliza en combinación con las representaciones multiplanares o 3D de la dosis absorbida, dado que el *HDV* carece de información espacial. Es decir, se puede conocer que existe una zona sobre o subdosificada analizando el *HDV*, pero no se sabe dónde se localiza. Además no tenemos información de posibles máximos de dosis absorbida que se encuentren dentro del contorno externo pero fuera de los volúmenes contorneados, ya que la influencia de éstos en el histograma asociado al contorno externo suele ser pequeña debido a su gran volumen. Por tanto, la revisión de las isodosis plano a plano o en 3D completa la información sobre el tratamiento y es en un principio imprescindible.

Frecuentemente los histogramas dosis-volumen se utilizan como referencia para aceptar las dosis absorbidas en los órganos de riesgo, así como para analizar si el *PTV* cumple criterios ICRU (95%-107%).

Para un tratamiento real de próstata el primer histograma que suele consultarse es el integral (Figura 18), donde en el eje de abscisas se representa la dosis absorbida, bien en dosis absorbida total o bien en dosis absorbida por sesión y en el eje de ordenadas se representa el volumen, bien en porcentaje del órgano en cuestión o bien en centímetros cúbicos. El histograma integral ideal para el *PTV* debería ser 100% hasta alcanzar la dosis absorbida de prescripción y después de esa dosis absorbida 0%. Para los órganos de riesgo el histograma ideal es 100% para 0 de dosis absorbida.



Figura 18. Histograma de un tratamiento de próstata. Dosis absorbida prescrita 7400 cGy.

Todas las situaciones reales son intermedias entre estos dos casos. El histograma diferencial ideal es aquel que tiene en la dosis absorbida de prescripción todo el volumen de tratamiento y los órganos de riesgo con dosis absorbida 0 cGy.

Los algoritmos que se emplean para el cálculo de *HDV* en los SP están basados en un muestreo de volumen, bien absoluto o aleatorio, mostrando resultados diferentes para una misma distribución de dosis absorbida (Van´t Veld y Bruinvis 1995) en función de:

- Tipo de algoritmo.
- Topología a analizar.
- Espaciado en el muestreo.

Es importante analizar si cambiando la resolución del cálculo del histograma cambia el resultado, por lo que siempre hay que fijar como resolución aquella mínima en la que el resultado empieza a no cambiar. Estos cambios en la resolución afectan sobre todo a aquellos órganos que tienen menos volumen.

Existen una serie de utilidades relacionadas con los histogramas que resultan muy prácticas. Comparar histogramas es comparar planificaciones. Debe existir en el planificador alguna utilidad que permita superponer histogramas de dos planificaciones distintas para estimar cuál conviene más. Del mismo modo, debe existir la posibilidad de sumar y restar volúmenes para evaluar la dosis absorbida que reciben órganos suma o la dosis absorbida que recibe un órgano una vez excluido el *PTV*. Un ejemplo típico es el pulmón. Existen límites de dosis absorbida aplicables a los dos pulmones considerados como un único órgano. Además, en ocasiones conviene excluir el *PTV* del pulmón para evaluar la dosis absorbida en él debido a que la zona de pulmón inscrita en el *PTV* tendrá lógicamente la dosis absorbida de prescripción.

Estadísticas de dosis absorbida y medida de la calidad de un plan

En un plan de tratamiento, debe existir una información estadística asociada a los volúmenes y que acompañe los *HDV*. Entre otras, se suelen indicar la dosis absorbida mínima, media y máxima. Las dosis absorbidas máximas han de ser localizadas en el volumen igualmente. La dosis absorbida media ha de calcularse. También se suele utilizar la dosis mediana de un volumen, al ser un estadístico más robusto que la media frente a valores alejados de la misma. La dosis mediana es aquella que deja el mismo número de vóxeles por debajo que por encima. En ocasiones, el planificador indica la dosis modal del volumen. Si se generan plantilla o protocolos clínicos, estos suelen incluir la posibilidad de que automáticamente se nos muestren determinados *VX* o *DX* según el tipo de volumen que estemos evaluando, donde *X* se refiere a una dosis o un volumen determinado, de acuerdo con lo expresado más arriba. Por lo que respecta concretamente a los *PTV*, existen una serie de medidas que indican la calidad de un plan. Uno de los más utilizados es el índice de conformidad (*CI*), que se define como el cociente entre el volumen tratado (*TV*, según el informe 62 de ICRU (ICRU 1999)) y el volumen del *PTV*. Habitualmente una isodosis del 95% con respecto a la prescripción, se considera aceptable como aquella que define el volumen tratado. Valores próximos a 1 del *CI*, indicarían una buena coincidencia entre *TV* y *PTV* y con ello una buena calidad del plan. El problema es que esta definición no tiene en cuenta el solape entre ambos volúmenes, pudiendo ser ambos del mismo orden y tener sin embargo, una cobertura muy pobre. Por ellos se suele definir el *CI* utilizando la siguiente expresión:

$$CI = \frac{V95\%_{PTV}}{V_{PTV}} \cdot \frac{V95\%_{PTV}}{V95\%}$$

donde los volúmenes se expresan en centímetros cúbicos. El primer factor expresa el tanto por 1 de *PTV* que está aceptablemente tratado, y el segundo tiene en cuenta el volumen de la isodosis del 95% que se sale fuera del *PTV*. Siguiendo esta expresión, cuanto más cerca de 1 se encuentre *CI*, mejor será el acuerdo entre la isodosis del 95% y el *PTV*.

En cuanto a los órganos de riesgo ("*OAR*"), las dosis absorbidas media y máxima en ellos, desempeñan papeles limitantes debido a que algunos efectos de la radiación sobre el tejido se asocian a superarlas. Por tanto, la manera de expresar los objetivos o restricciones en la planificación de un tratamiento respecto a los *OAR* suele ser por medio de expresiones del tipo: dosis media no superior a *X* cGy, o bien *DVcc* no mayor de *X* cGy, donde V es un volumen en centímetros cúbicos que da idea de una región máxima donde está permitida alta dosis. De este modo, las restricciones en un *OAR* se identifican con el efecto que se pretende evitar. Por ejemplo, en el caso de los riñones, dada su funcionalidad y estructura es la dosis media en los mismos la restricción a tener en cuenta, mientras que por ejemplo en el recto, el riesgo de hemorragia se asocia con pequeñas regiones en el mismo y con frecuencia es el *D2cc* el parámetro que se suele evaluar. No obstante, como se ha indicado, cada centro construye su protocolo clínico de acuerdo con la experiencia acumulada.

A veces el máximo absoluto de dosis absorbida de una planificación no se sitúa en ningún volumen de los dibujados en la planificación. La entrada y oblicuidad de los haces, así como la forma del contorno pueden hacer que estos máximos se encuentren en piel o en zonas del paciente que se hallan lejos de la zona a tratar. También pueden deberse al solapamiento no deseado de campos de tratamiento contiguos. En general, este tipo de máximos no son deseables y conviene tratar de eliminarlos.

4.3.2. Índices radiobiológicos

Muchos de los modernos sistemas de planificación incluyen el cálculo de parámetros de evaluación basados en modelos de respuesta de los tejidos a la radiación. Aunque en la mayoría de los casos estos valores no se emplean de forma absoluta para valorar una planificación, cada vez hay más estudios que intentan obtener ajustes o correlaciones entre estos parámetros y la respuesta clínica, y es interesante investigar si los cálculos que realiza el sistema están de acuerdo con el modelo propuesto.

Principalmente, la idea de los modelos radiobiológicos, como el de *TCP/NTCP*, es condensar en un solo número toda la complejidad de una distribución de dosis absorbida en un órgano concreto. Así surge el llamado *TCP*, definido como probabilidad de control tumoral y el *NTCP* definido como probabilidad de complicaciones en tejido normal.

Existen otros estimadores de la bondad de un tratamiento y que pueden servir para comparar diferentes técnicas, esquemas y propuestas de conformación. Entre ellos cabe destacar la dosis efectiva, la dosis uniforme equivalente ("*EUD*") y el delta-*TCP* (Sánchez-Nieto y Nahum 1999).

La entrada ("input") de los algoritmos de calculo radiobiológico suelen ser los histogramas diferenciales de cada volumen implicado.

El principal problema del radiofísico a la hora de tratar los índices radiobiológicos en el planificador es que la incertidumbre asociada al resultado es muy grande debido al desconocimiento preciso de los parámetros radiobiológicos en que se basan los índices. Desde los cocientes alpha/beta hasta los exponentes utilizados en el cálculo de *NTCP* y *EUD*, los valores escogidos para un paciente dado carecen de una exactitud aceptable, y en ese sentido nos movemos en valores de incertidumbre mucho mayores que cuando se calcula la dosis absorbida en el paciente.

Para un aprendizaje exhaustivo de los aspectos radiobiológicos de los tratamientos y la expresión matemática de los modelos, remitimos a los documentos del grupo de radiobiología de la SEFM (Guirado y cols. 2003) así como al curso básico de radiobiología de la SEFM. Además, el volumen 8 de la presente colección de fundamentos está dedicado a radiobiología.

Vamos a describir resumidamente los parámetros nombrados y su utilización en planificadores.

4.3.2.1. TCP

Existen multitud de modelos (Källman y cols. 1992; Niemierko y Goitein 1993; Webb y Nahum 1993) que intentan condensar de una u otra forma toda la complejidad inherente a la repuesta tumoral a una distribución heterogénea de dosis absorbida. Quizá el modelo más extendido es el llamado de Poisson (Webb y Nahum 1993; Niemierko y Goitein 1993). En este modelo se asume que el número de clones que sobrevive sigue una estadística de Poisson y que el tumor se controla cuando ningún clon sobrevive. Se contempla la radiosensibilidad como una variable estadística con distribución gaussiana con media α y varianza σ .

Para una distribución de dosis absorbida heterogénea, el número de células supervivientes se puede calcular para volúmenes elementales (*j*) independientes en los que la dosis absorbida puede considerarse constante e igual a D_j . De esta manera, la probabilidad de control tumoral se puede expresar como el producto de las probabilidades de control en cada intervalo de dosis absorbida (en la literatura llamado *"Bin Control Probability"*, *BCP*). Es decir,

$$P_T = \sum_i g_i(\sigma_{\alpha}) \cdot [P_T(\sigma_{\alpha})];$$

$$P_{T} = \sum_{i} g_{i}(\sigma_{\alpha}) \cdot \left\{ \sum_{k} g_{k}(\sigma_{\beta}) \left\{ \prod_{j} \exp\left(-N_{0,j} \cdot \exp\left(-\alpha_{i} \cdot D_{j} - \beta_{k} \cdot d \cdot D_{j} + \frac{Ln2}{T_{d}} \cdot (T_{tot} - T_{k})\right) \right\} \right\};$$

donde $g_i(\sigma_{\alpha}) \propto \left(\frac{1}{\sigma_{\alpha}}\right) \cdot \exp\left[\frac{-(\alpha_i - \overline{\alpha})^2}{2 \cdot \sigma_{\alpha}}\right] \mathbf{y} \ g_k(\sigma_{\beta}) \propto \left(\frac{1}{\sigma_{\beta}}\right) \cdot \exp\left[\frac{-(\beta_i - \overline{\beta})^2}{2 \cdot \sigma_{\beta}}\right]$

de forma que en el planificador se parte del histograma dosis-volumen diferencial para extraer los valores de D_j . $N_{0,j}$ es el número inicial de clonógenos en cada volumen *j*, *d* es la dosis absorbida por sesión, T_d es el tiempo medio de duplicación, T_{tot} es el tiempo total del tratamiento y T_k es el tiempo a partir del cual comienza la proliferación celular. Además, se suele tener en cuenta la variación de los parámetros de radiosensibilidad, principalmente de α (aunque de manera más general puede incluirse β , como en la expresión de arriba) en la población de pacientes, es decir, se han utilizado distribuciones gaussianas para expresar los distintos valores que puede tener la variable beta para una determinada alfa, y para cada alfa, de modo que el resultado en cada función de Gauss sirve como peso para cada uno de los valores alfa y beta según se alejen de sus respectivas medias.



Figura 19. Parámetros para el cálculo de *TCP* en una planificación de próstata. A la izquierda, la gráfica refleja el *TCP* calculado en función de la dosis absorbida que se prescriba. El número inicial de clonógenos se obtiene multiplicando la densidad de clonógenos que se asigna a cada tipo de tumor por el volumen del *PTV* que está reflejado en el histograma.

Además, los modelos pueden tener o no en cuenta el diferente fraccionamiento que recibe cada parte del tumor en función de la heterogeneidad en la distribución de dosis absorbida así como la repoblación tumoral durante el tratamiento. Así, el sistema necesita más o menos parámetros en función del modelo: en principio el más completo necesitaría el valor medio de las radiosensibilidades α y β y sus varianzas σ , el valor del numero inicial de clones por centímetro cúbico N, el cociente α/β y los valores del tiempo de duplicación celular T_d y del tiempo en el cual la proliferación comienza T_k (Figura 19). Los sistemas más simples obvian la diferente respuesta al fraccionamiento y los tiempos, de tal forma que únicamente necesitan los tres primeros parámetros.

La mayoría de los datos radiobiológicos se extraen de la bibliografía y de la experiencia recogida a lo largo de diferentes tratamientos. Estos valores están siempre sometidos a una incertidumbre elevada y cada cierto tiempo son revisados y modificados por nuevos estudios. Junto con la validez de los modelos planteados, este es el principal escollo a la hora de utilizar los valores de *TCP* de manera absoluta.

4.3.2.2. NTCP

La probabilidad de complicaciones en órganos de riesgo es otro de los estimadores fundamentales para evaluar una planificación. A la hora de calcularla básicamente existen dos tipos de modelos, los empíricos y los mecanicistas basados en la organización de las unidades funcionales de cada órgano.

Empíricos

Sin duda el más extendido es el modelo de Lyman-Kutcher-Burman (*LKB*) que es un modelo empírico en el cual se postula que la probabilidad de complicaciones se comporta como una función error. Este modelo dispone de varios parámetros ajustables como son por ejemplo la dosis absorbida, para la cual el órgano irradiado completa y homogéneamente presenta un 50% de probabilidad de complicaciones TD_{50} , un parámetro que tiene en cuenta la importancia del efecto de volumen en el órgano n (n=0 para efecto volumen grande y n=1para efecto volumen pequeño) y otro parámetro que controla la pendiente de la curva de respuesta, m (Figura 20). Los tres parámetros han sido tabulados por Burman (Burman y cols. 1991) para los diferentes órganos en función de las tolerancias clínicas publicadas por Emami y Lyman (Emani y Lyman 1991).



Figura 20. Parámetros del modelo *LKB* para el cálculo de *NTCP*. En la gráfica de la izquierda se presenta el resultado para el órgano de riesgo, en concreto, en función de la dosis absorbida de prescripción que se escoja. Para indicar que no hay desviación típica de alpha y beta se les asigna una desviación mínima. Los valores de *n*, *m* y *d*50 provienen del ajuste de valores de la literatura. La elección de *d*50 es fundamental para el resultado del cálculo.

En principio, este modelo sólo sirve para distribuciones homogéneas de dosis absorbida de tal forma que para incorporar las heterogeneidades, Kutcher y Burman plantean un esquema llamado de reducción en el cual se calcula a partir del histograma dosis-volumen y el valor del parámetro *n*, un valor fraccional del volumen del órgano llamado volumen efectivo de órgano, el cual irradiado homogéneamente con la dosis absorbida máxima equivale a la distribución heterogénea inicial. Esto quiere decir que se considera equivalente la distribución inicial a la que resulta de una distribución en escalón, en la cual una parte del volumen se irradia con la dosis absorbida máxima y el resto no se irradia.

De nuevo se remite a la bibliografía para consultar las expresiones matemáticas concretas.

Mecanicistas

Estos modelos basados en estadística binomial representan un órgano, de acuerdo a la arquitectura de sus subunidades funcionales. De esta forma, se distinguen los órganos por su diferente organización, los de organización paralela en los que la subunidades funcionan como elementos independientes de tal forma que para dañar todo el órgano es necesario dañar una fracción elevada del mismo (ej. hígado) y los de organización en serie en los que un daño a una subunidad conduce a un daño a todo el órgano.

El modelo depende de la serialidad relativa s, de un parámetro de curvatura de la dosis - respuesta γ y de la dosis absorbida que administrada de forma homogénea a todo el órgano produce un 50% de probabilidades de complicaciones (Figura 21).



Figura 21. Parámetros para el cálculo de *NTCP* en un modelo de serialidad relativa. Se observa que al pulmón se le ha asignado una s=0,2 indicando que trabaja bastante más en paralelo que en serie. Nuevamente la elección del valor de d50 resulta determinante.

4.3.2.3. Otros parámetros

Un planificador de tratamientos puede proporcionar otros valores como resultados del cálculo radiobiológico. Un resultado del cálculo de *TCP* y *NTCP* es la probabilidad de control tumoral sin complicaciones definida como la resta entre las curvas de *TCP* y *NTCP* y cuyo máximo nos daría una idea de la dosis absorbida óptima para un tratamiento concreto (Figura 22).

En otro sentido se define la dosis uniforme equivalente ("*EUD*") bajo la hipótesis de que dos distribuciones de dosis absorbida son equivalentes si producen el mismo efecto radiobiológico. Vuelve a ser un solo número que representa la dosis absorbida que recibida de manera homogénea en todas

las regiones del tumor, produce un efecto letal idéntico al de la distribución de dosis absorbida real (Ebert 2000). Se calcula a partir de las matrices de cálculo o de los *HDV*. También puede aplicarse a tejidos sanos el mismo concepto. La *EUD* se viene utilizando como restricción o como parámetro de optimización en cálculos inversos en *IMRT* (Censor y cols. 2006).

Para un tumor con *N* células o un tejido sano con *N* unidades funcionales dentro de un volumen *V*, irradiado con un campo de dosis absorbida $D(\vec{x})$, se define la dosis uniforme equivalente generalizada ("*GEUD*") (Niemierko y Goitein 1991,1993) de acuerdo con:

$$GEUD = \left(\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}D_{i}^{a}\right)^{1/a}$$

donde D_i es la dosis absorbida correspondiente a la célula o unidad *i* situada en \vec{x}_i y la suma recorre todas las células. El exponente "a" vuelve a ser extraído de un ajuste de datos clínicos y es la clave de la dosis final obtenida. Ya existen planificadores, principalmente dedicados a *IMRT*, donde el parámetro *EUD* se incluye en la optimización.



Figura 22. Curvas de *TCP* y de *NTCP* para un tratamiento de próstata. En el eje de abscisas se elige la dosis absorbida prescrita en el *PTV*. Su ordenada correspondiente nos dará el *TCP* esperado y el *NTCP* para esa dosis. En este caso la dosis absorbida prescrita fue de 7200 cGy por lo que el *TCP* esperado estaba en torno al 80% y la probabilidad de complicaciones de 20% para hemorragia rectal y 30% para hemorragia vesical.

5. Referencias

- BOELLAARD R., O'DOHERTY M.J., WEBER W.A., MOTTAGHY F.M., LONSDALE N.M., STROOBANTS S.G., OYEN W., HOEKSTRA J., PRUIM J. (2010). FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging; 37: 181-200.
- [2] BOOKSTEIN F.L. (1989). *Principal Warps: Thin-plate Splines and the Decomposition of Deformations*. PAMI 11(6):567-585.
- [3] BURMAN C., KUTCHER G.J., EMAMI B., GOITEIN M. (1991). Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21 (1) 123-25.
- [4] CENSOR Y., BORTFELD T., MARTIN B., TROFIMOV A. (2006). A unified approach for inversion problems in intensity-modulated radiation therapy. Phys. Med. Biol. 51:2353-2365.
- [5] EBERT M.A. (2000). *Viability of the EUD and TCP concepts as reliable dose indicators*. Phys. Med. Biol. Feb;45(2):441-57.
- [6] EMAMI B., LYMAN J. (1991). *Tolerance of normal tissues to therapeutic radiation*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21(1) 109-22.
- [7] GOITEIN M., ABRAMS M., ROWELL D., POLLARI H., WILES J. (1983). *Multidimensional treatment planning: II. Beam's eye view, back projection and projection through CT sections*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 8:789-97.
- [8] GUIRADO D., CIUDAD J., SÁNCHEZ-REYES A., SANJUANBENITO W., VELÁZQUEZ S. (2003). *Radiobiología Clínica*. Grupo de trabajo de Radiobiología Clínica. SEFM. Sociedad Española de Física Médica.
- [9] HILL D.L.G., BATCHELOR P.G., HOLDEN M., HAWKES D.J. (2001). *Medical image registration*. Phys. Med. Biol. 46, 1-45.
- [10] IAEA (2004). Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. TRS-340.
- [11] ICRU (1999). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Report 62.
- [12] KÄLLMAN P., AGREN A., BRAHME A. (1992). Tumour and normal tissue responses to fractionated non-uniform dose delivery. Int. J. Radiat. Biol. Aug;62(2):249-62.

- [13] KILBY W., SAE J., RABETT V. (2002). *Tolerance levels for QA of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. 47, 1485-1492.
- [14] LOW D., HARMS W., MUTIC S., PURDY J.A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med. Phys. 25 (5) 656-661.
- [15] LU W., CHEN M.L., OLIVERA G.H., RUCHALA K.J., MACKIE T.R. (2004). Fast free-form deformable registration via calculus of variations. Phys. Med. Biol. 49;3067-3087.
- [16] MARTÍNEZ L.C., RODRÍGUEZ C., MUÑOZ C., LÓPEZ A. (2002). Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. Revista de Física Médica; 3(1) 19-25.
- [17] MOERLAND M.A., BEERSMA R., BHAGWANDIEN R., WIJRDEMAN H.K., BAKKER C.J. (1995). Analysis and correction of geometric distorsions in 1,5 T magnetic resonance images for use in radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 40, 1651-1664.
- [18] NIEMIERKO A., GOITEIN M. (1991). Calculation of normal tissue complication probability and dose-volume histogram reduction schemes for tissues with a critical element architecture. Rad. Oncol. 20. 166-176.
- [19] NIEMIERKO A, GOITEIN M. (1993). *Implementation of a model for estimating tumour control probability for an inhomogeneously irradiated tumour*. Radiother. Oncol. 29: 140-147.
- [20] SANCHEZ-NIETO B., NAHUM A.E. (1999). The delta-TCP method: a clinical useful measure of tumour control probability. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44(2): 369-380.
- [21] SCHNEIDER U., PEDRONI E., LOMAX A. (1996). *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. 41. 111-124.
- [22] SHEROUSE G.W., NOVINS K.L., CHANEY E.L. (1990). Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.19:651-8.
- [23] SEFM (2005). Protocolo de control de calidad en sistemas de planificación en terapia con radiaciones ionizantes. Delgado J.M., Millan E., Garcia Vicente F. Sociedad Española de Física Médica.
- [24] SUMANAWEERA T.S., ADLER J.R., NAPEL S., GLOVER G.H. (1994a). Characterization of spatial distortion in magnetic resonance imaging and its implications for stereotactic surgery. Neurosurgery 35 (4) 696-704.

- [25] SUMANAWEERA T.S., GLOVER G.H., SONG S., ADLER J., NAPEL S. (1994b). *Quantifying MRI geometric distortion in tissue*. Magn. Reson. Med. 31(1) 40-47.
- [26] VAN DYK J. (1999) (editor). *The Modern Technology of Radiation Oncology. A compendium for medical physicists and radiation oncologist*. Medical Physics Publishing.
- [27] VAN'T VELD A.A., BRUINVIS I.A. (1995). *Influence of shape on the accuracy of grid based volume computations*. Med. Phys. 22: 1377-85.
- [28] WEBB S., NAHUM A.E. (1993). A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. Phys. Med. Biol. 38: 653-666.
- [29] WOODS R.P., GRAFTON S.T., HOLMES C.J., CHERRY S.R., MAZZIOTTA J.C. (1998). Automated image registration: I. General methods and intrasubject, intramodality validation. J. Comput. Assist. Tomogr. Jan-Feb;22(1):139-52.
- [30] WOODS R.P., DAPRETTO M., SICOTTE N.L., TOGA A.W., MAZZIOTTA J.C. (1999). Creation and use of a Talairach-compatible atlas for accurate, automated, nonlinear intersubject registration, and analysis of functional imaging data. Hum Brain Mapp.;8(2-3):73-9.

6. Bibliografía

- [1] KHAN F.M. (1994). The Physics of Radiation Therapy. Williams and Wilkins.
- [2] MAYLES P., NAHUM A.E., ROSENWALD J.C. (2007). Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice. Taylor & Francis. New York, London.
- [3] WEBB S. (1997). *The Physics of conformal Radiotherapy*. Advances in technology. IOP.
- [4] WILLIAMS J.R., THWAITES D.I. (1993-2000). *Radiotherapy physics in practice*. Oxford University Press.

Tema 10:

Evaluación de una planificación. Implicaciones clínicas del proceso y de posibles errores

Feliciano García Vicente

Evaluación de una planificación. Implicaciones clínicas del proceso y de posibles errores

Feliciano García Vicente. fgarcia.hlpr@salud.madrid.org Hospital Universitario de La Princesa.

1. Introducción

La planificación de un tratamiento de radioterapia comprende el procedimiento por el cual se diseña la forma en la que se van a irradiar los volúmenes blanco, integrando todos los aspectos geométricos y dosimétricos implicados. En este proceso se elige el número de puertas de entrada, los tipos y energías de los haces de radiación que serán empleados en el tratamiento así como su configuración geométrica, las conformaciones, modificadores de haz (cuñas), bolus, compensadores, contribuciones de cada haz a la dosis absorbida total y en el caso de técnicas más complejas como *IMRT*, la forma de los perfiles de fluencia (o el número y peso de los segmentos) con el objetivo de que la distribución de dosis absorbida sea óptima dentro de las posibilidades que nos ofrece la tecnología disponible en cada centro.

Al igual que otros aspectos relacionados con el tratamiento radioterápico, la planificación ha tenido una gran evolución desde los primeros años de la radioterapia, con técnicas de uno o dos campos y cálculos a un punto, hasta hoy en día donde el diseño se realiza con criterios puramente tridimensionales. Es por tanto lógico pensar que los requerimientos y necesidades de la evaluación de las planificaciones hayan ido evolucionando de forma paralela, desde la ausencia de evaluación hasta la evaluación basada en criterios dosis-volumen e incluso radiobiológicos, con la consiguiente necesidad de empleo de herramientas eficientes para la realización de este tipo de evaluaciones.

En este tema trataremos de describir estas herramientas una vez que conozcamos cuales son los criterios de evaluación de una planificación y su trascendencia clínica, haciendo un breve repaso de los posibles errores y la forma de evitarlos.

2. Herramientas de evaluación

Tradicionalmente la evaluación de una planificación consistía en la inspección visual de las distribuciones de dosis absorbida en el plano del isocentro y a veces en algún plano paralelo. Las herramientas tradicionales por tanto, correspondían únicamente a estas distribuciones de dosis absorbida. Estas distribuciones de dosis absorbida consisten en una representación gráfica de las líneas que unen puntos de igual dosis absorbida, bien sobre un corte tomográfico del paciente bien sobre un contorno del perímetro del paciente, y en ellas básicamente se aprecian las zonas de dosis absorbida terapéutica, las zonas frías (con una dosis absorbida sensiblemente menor de la prescrita) y las zonas calientes con una dosis absorbida sensiblemente mayor que la prescrita, típicamente un 20% mayor.

En la moderna *RTC*-3D la información ya es tridimensional por lo que las representaciones de isodosis ahora se muestran en planos transversales, sagitales, coronales u oblicuos reconstruidos siempre a partir de cortes *TC* o incluso reconstrucciones tridimensionales de dosis absorbida (véase la figura 1). Esta herramienta permite analizar cualitativamente un tratamiento, ver la cobertura general del volumen blanco, ver si hay zonas calientes o frías y ver donde están o ver si se irradian órganos de riesgo. Es decir, nos da una buena información espacial pero no de una forma cuantitativa global.

Para el análisis cuantitativo global se emplean los llamados histogramas dosis-volumen (*HDV*). Los *HDV* son gráficos que representan la fracción de una estructura que recibe al menos una dosis absorbida determinada frente a la dosis absorbida especificada (*HDV*), (Figura 1).

Estos *HDV* constituyen una herramienta muy útil para determinar la aceptabilidad de una planificación y comparar unas con otras, aunque adolecen del defecto de no mostrar donde puede haber un problema en un plan. No dicen donde puede haber zonas de sobre o infradosificación por lo que es necesaria la combinación del análisis de las distribuciones de dosis absorbida en los cortes *TC* junto con los *HDV*.



Figura 1

Aun disponiendo de todos estos datos, es a veces muy difícil comparar dos planes de tratamiento debido al gran número de variables implicadas. Sería deseable disponer de una figura de mérito para evaluar planes, que de alguna forma resumiera toda la información en un número. Así aparecen por ejemplo, las figuras de mérito de probabilidad de control tumoral (*TCP*) y de probabilidad de complicaciones en tejido sano (*NTCP*) o más recientemente, para aplicaciones de *IMRT*, la dosis uniforme equivalente (*EUD*). Los detalles del cálculo de estos parámetros ya han sido vistos con anterioridad por lo que no nos detendremos más en ello. Simplemente señalar, que los resultados de estos modelos vistos de forma absoluta han intentado ser correlacionados en algunos estudios clínicos con resultados no del todo satisfactorios, sin duda por la simplicidad de los modelos y por la falta de buenos datos para los parámetros experimentales. Aun así, parece creencia general que en un futuro próximo la optimización en planificación estará basada tanto en parámetros físicos como biológicos.

3. Criterios de evaluación de una planificación

A pesar de lo complejo que es tener criterios generales para un proceso clínico en el que cada combinación paciente-patología tiene asociadas especificidades, podemos decir que un criterio que ha sido unas de las piedras angulares de la radioterapia es la homogeneidad en la distribución de dosis absorbida en el volumen blanco¹. Este criterio, en principio intuitivo, se ha demostrado utilizando criterios radiobiológicos, de forma que si en un volumen hay una distribución uniforme de clones tumorales la distribución de dosis absorbida que maximiza la probabilidad calculada de control tumoral (*TCP*) para una dosis absorbida total dada, es la repartida homogéneamente. Este criterio puede ser revisado en el caso de que dentro de un volumen blanco haya zonas de radiosensibilidad variable (mayor o menor hipoxia o distinta línea celular) o zonas de mayor densidad tumoral o mayor actividad, definiendo lo que se ha venido en llamar volumen blanco biológico (*BTV*), (Ling y cols. 2000). En estos casos, el criterio de homogeneidad se debería aplicar a cada subvolumen, generalizando el principio original.

De la mano de la moderna radioterapia tetradimensional guiada por imagen (4D-*IGRT*), tenemos los diseños de distribuciones heterogéneas para compensar movimientos del volumen (si parte de este volumen está fuera del campo un tiempo determinado, se le da más dosis absorbida cuando está dentro) pero con el objetivo final de que la distribución de dosis absorbida por el volumen blanco a lo largo del tratamiento sea homogénea.

Otro criterio general es el de la sencillez; si dos tratamientos son equivalentes dosimétricamente el mejor es el más sencillo de llevar a cabo, tanto por criterios de reproducibilidad como de eficiencia.

Después de este criterio, el resto serán los derivados de cada patología y de la topología *PTV-OR* de cada tratamiento. Existen unos criterios generales basados en los datos empíricos de respuesta clínica publicados por Emami (Emami y cols. 1991) que sirven de referencia general. Si se lee detenidamente esta publicación se observan varios detalles, el primero es que no hay criterios de selección de pacientes, el segundo es que las series son pequeñas, el tercero se supone irradiación homogénea (en los *OR* suele haber grandes gradientes), el cuarto que la información dosimétrica de la que se disponía era pobre y el quinto que las técnicas y niveles de dosis absorbida eran muy diferentes a las actuales. Sin embargo, es la única publicación general de tolerancias por lo que su uso está totalmente generalizado aunque debería ser utilizada con precaución.

¹ El criterio ICRU (ICRU 50, 1993) establece de forma general unos criterios de homogeneidad que indican que la dosis absorbida en el *PTV* debe estar comprendida entre un 95% y un 107% de la dosis absorbida prescrita a *PTV*.

Más recientemente, aparecen publicaciones de distintos centros en las que se da una información más fiable, pero mucho más concreta, respecto a algunos tratamientos específicos como el de cáncer de próstata (Jackson y cols. 2001; Fiorino y cols. 2002; Zapatero y cols. 2004) a altas dosis. Sin embargo, para comprender lo complejo de generalizar cuando hay tantos aspectos, físicos, clínicos, radiobiológicos con un papel importante en cuanto a respuesta de órganos, baste señalar que las conclusiones de estos estudios en cuanto a límites de dosis absorbida no son iguales. Idealmente cada centro y en cada patología debería conocer el resultado de sus tratamientos tanto en cuanto a control como a complicaciones y en base a eso proponer una prescripción a volumen blanco y unas limitaciones a órganos de riesgo. Sin embargo, salvo en centros muy concretos, la realización práctica de este principio es casi inviable, por lo que en general los centros se rigen por criterios publicados.

3.1. Radioterapia estándar

En los tratamientos que aquí denominamos estándar, casi nunca existe una información anatómica tridimensional de volúmenes blanco y órganos de riesgo por lo que la evaluación solo se puede realizar por criterios, en esencia, cualitativos de homogeneidad, puntos calientes y fríos. En estas técnicas de tratamiento, los volúmenes de irradiación se definen mediante proyecciones planas de *R-X* (placas de simulación) de las puertas de entrada y tanto las dimensiones como las conformaciones de los campos vienen predefinidas. La anatomía del paciente puede conocerse utilizando cortes tomográficos o contornos o incluso especificando espesores por lo que las posibilidades de optimización, evaluación y análisis están totalmente limitadas.

3.2. Radioterapia conformada tridimensional. *IMRT*

La evaluación de un tratamiento de *RTC*-3D se realiza en base a la prescripción de dosis absorbida al volumen blanco y las limitaciones a órganos de riesgo, así como a los criterios generales ya expuestos de homogeneidad y sencillez de la técnica.

La prescripción puede ser del tipo 99% de volumen blanco mayor que una dosis absorbida dada, o 99% de volumen entre el 95% y el 107% de una dosis absorbida dada, etc.

También los límites de tolerancia a órganos de riesgo suelen ser definidos de forma volumétrica: por ejemplo, que no más de un 25% de pared rectal reciba más de 72 Gy y que además, no más de un 40% más de 60 Gy o que no más de 5 cm de médula reciba más de 47 Gy, etc.

Así, en base a esta prescripción y una vez realizado el diseño del tratamiento, se inspeccionaría gráficamente la distribución de dosis absorbida para asegurarnos que se ajusta al volumen blanco², irradiando los *OR* lo mínimo que con los medios que se dispone sea técnicamente posible. También se inspecciona la homogeneidad y las posibles asimetrías en la distribución de dosis absorbida, que serán corregidas, bien variando pesos o poniendo cuñas u otros modificadores de haz. En los casos en los que no exista una técnica estándar los *HDV* se pueden emplear para la comparación de planes.

Una vez que la distribución de dosis absorbida es cualitativamente aceptable, se pasa al cálculo de los *HDV* donde ahora ya se compara cuantitativamente los resultados de la planificación con la prescripción de dosis absorbida. En caso de que esta prescripción no se cumpla, debe investigarse si es por imposibilidad técnica (combinación prescripción/limitaciones imposible, o volumen blanco muy cercano a superficie y limitación de empleo de bolus por tolerancia en piel, etc.) o por errores en algún paso del diseño, como por ejemplo, la elección de márgenes de conformación. Asimismo y como elemento de apoyo, se pueden utilizar las herramientas de cálculo de parámetros radiobiológicos para comparar planes, aunque siempre con mucha cautela ya que como se ha apuntado anteriormente no existe la suficiente validación clínica.

En el caso de *IMRT*, la evaluación es similar considerando las peculiaridades intrínsecas de la técnica empleada (segmentos, dinámica, compensadores, etc.), planificación inversa o directa, sus posibilidades de conformación (distribuciones cóncavas o con agujeros, intencionadamente heterogéneas, etc.) y su complejidad en el tratamiento. Debido a que en muchas ocasiones las distribuciones de dosis absorbida en *IMRT* son más heterogéneas que en conformada estándar, se utilizan figuras de mérito como la *EUD* que intentan comparar este tipo de distribuciones.

También han aparecido modelos (Thames y cols. 2004) en los que se tiene en cuenta la distribución de los puntos calientes para, por ejemplo, la aparición de una complicación. Estos modelos llamados modelos de "clusters", postulan que la complicación aparece cuando un agregado suficientemente grande de unidades funcionales de un órgano es dañado. En la figura 2 (adaptada de Thames y cols. 2004) se muestra ese efecto. Los cuadros negros representan subunidades esterilizadas (o un nivel de dosis dado) y los blancos, no esterilizadas (u otro nivel de dosis dado); el de la izquierda tiene cinco subunidades dañadas pero están dispersas, el de la derecha 4 pero 3 están concentradas. Según este modelo, la probabilidad de complicación será mayor en el caso de la izquierda, aunque el histograma y los índices radiobiológicos tradicionales de este caso sean más favorables.

² Por supuesto, dentro de las posibilidades técnicas de irradiación. No se pueden hacer distribuciones de dosis absorbida con agujeros o concavidades sin utilizar haces modulados, a no ser que se emplee un número impracticable de campos para irradiar con técnicas estándar.





4. Implicaciones de la planificación en el resultado clínico

El objetivo fundamental del tratamiento radioterápico y por tanto de la planificación de ese tratamiento es la curación del paciente con el menor número posible de complicaciones derivadas. Por lo tanto, una determinada técnica de planificación debería ser usada solamente cuando su relación coste/beneficio sea admisible.

Estas lógicas y sencillas premisas, no lo son tanto cuando nos enfrentamos al problema práctico de saber si un determinado refinamiento es realmente útil para el paciente, ya que es muy difícil disponer de estudios con un nivel de evidencia adecuado para este tipo de preguntas tan específicas. De hecho, los estudios clínicos intentan responder a preguntas más amplias como, ¿es la *IMRT* útil para el tratamiento de próstata en función del tipo de pronóstico?. O aún más general, ¿se cura más con *IMRT* o con 3D-*CRT* o con radioterapia estándar?.

En general, los estudios se hacen comparando diferentes técnicas y evaluando como mucho, parámetros radiobiológicos como *TCP* y *NTCP*, en los que se extraen algunas consecuencias generales como que la existencia de regiones infradosificadas de volumen blanco reducen extraordinariamente el *TCP* o que márgenes demasiado grandes aumentan ostensiblemente el *NTCP*, sobre todo en órganos pequeños y órganos con arquitectura en serie.

Sin embargo, sí que existen niveles de evidencia altos de las implicaciones clínicas de la técnica de irradiación en algunas patologías, aunque sea de forma indirecta.

Como ejemplo, vamos a ver una de las patologías con más publicaciones de relación dosis-volumen-respuesta-complicaciones, el tratamiento de cáncer de próstata y sus complicaciones derivadas, en particular, el sangrado rectal tardío.

Estudios de centros de excelencia han analizado variables clínicas y dosimétricas con o sin información de histogramas dosis-volumen a diferentes niveles de dosis absorbida.

Jackson (Jackson y cols. 2000) analiza los histogramas dosis-volumen de la pared rectal para una cohorte de 743 pacientes tratados en el Memorial-Sloan-Kettering Cancer Center (MSKCC) con dosis absorbidas prescritas de 64,8 a 81 Gy. Este estudio muestra una relación volumen, dosis absorbida y dosis-volumen con el sangrado rectal, encontrando correlación significativa en el análisis multivariante del volumen rectal (p < 0.01), dosis absorbida máxima en recto (p < 0.01) y cubrimiento de la isodosis del 50% a todo el volumen de recto en el corte del isocentro (p<0,01); además de variables clínicas como es la edad (p=0,02), antecedentes de diabetes (p=0,04) y la presencia de complicaciones rectales agudas (p=0,05). En este estudio se demuestra también una relación entre la dosis absorbida prescrita y el porcentaje de complicaciones rectales tardías de igual o mayor de 2 (escala RTOG) siguiendo una curva logística. Los índices actuariales a 5 años son 4% para 64,8 Gy, 8% para 70,2 Gy y del 16% para 75,6 Gy. En el caso de 81 Gy, dado que utilizan blindaje en la pared del recto desde 72 Gy para conseguir HDV rectales similares a los de 75,6 Gy, los índices son similares a estos. Por otro lado Zelefsky (Zelefsky y cols. 2000), muestra una reducción de las complicaciones rectales tardías igual o mayor de 2, cuando se utiliza *IMRT* en los pacientes con dosis absorbida prescrita de 81 Gy desde el 15% al 1% (p<0,0001).

Hanks (Hanks y cols. 1998) analizan 232 pacientes tratados en el Fox Chase Cancer Center (FCCC) con escalada de dosis desde 63 Gy a 79 Gy. El número de complicaciones gastrointestinales tardías reportadas es significativamente mayor: 16% para 70 Gy, 32% para 76 y 42% para 80 Gy grado 2 escala LENT. El número de complicaciones grado 3 y 4, también es apreciable: 3% para 70 Gy, 7% para 76 Gy y 12% para 80 Gy. Los autores concluyen que no puede escalarse la dosis por encima de 70 Gy sin reducir márgenes de seguridad (1 cm *CTV-> PTV* y 1 cm *PTV->* Bloque). Lee (Lee y cols. 1996) en un estudio anterior ya demostró una reducción de las complicaciones grado 2 al 11% y grado 3 al 2% para 76 Gy, añadiendo un bloque de protección para restringir la dosis absorbida a la cara anterior del recto a 72 Gy.

Schultheiss (Schultheiss y cols. 1997) en el análisis multivariante de 712 pacientes tratados con escalada de dosis (65 Gy-72 Gy) en el FCCC, solo encuentra la dosis absorbida en el eje central, el empleo de blindaje rectal en los últimos 10 Gy y el comienzo de la deprivación androgénica antes de inicio de radioterapia, como variables significativamente relacionadas con las complicaciones gastrointestinales (*GI*) tardías mayores de grado 2. Pese a que este estudio no muestra relación inequívoca dosis-volumen con el incremento de complicaciones tardías *GI*, la reducción drástica de éstas a niveles similares a los reportados en otros centros cuando se reducen dosis máxima y volumen de recto irradiado mediante el empleo de blindaje, también parece indicar una relación en los niveles extremos de dosis absorbida.

Michalski (Michalski y cols. 2000) en el estudio de la RTOG con 288 pacientes analizables, ha publicado una incidencia de complicaciones rectales tardías grado 2 de un 8% para el nivel de dosis absorbida de 73,8 Gy. No señala ninguna complicación grado 3 o 4. Asimismo, no encuentra ninguna correlación significativa entre complicaciones rectales e índices dosis-volumen, únicamente el volumen de recto (menor o mayor de 100 cm³, *p*=0,0029), debido probablemente a la baja incidencia de complicaciones tardías.

Los datos de sangrado rectal del Hospital Universitario de La Princesa (Zapatero y cols. 2004) muestran tasas de complicaciones coherentes con lo publicado por el grupo del MSKCC, teniendo en cuenta que sus índices son actuariales a 5 años y en los nuestros el seguimiento medio es menor, 30 meses. Es de esperar que a 5 años nuestras complicaciones aumenten alrededor de un 4% alcanzando probablemente niveles actuariales a 5 años del orden del 12% (de acuerdo con las curvas de incremento de sangrado con el tiempo de seguimiento publicadas por el grupo del MSKCC (Jackson y cols. 2000)), en comparación con el 8% que tiene el grupo del MSKCC para dosis ICRU medias similares (74 Gy). La diferencia podría estar en la diferente técnica empleada, 4 campos frente a 6 y al diferente margen de *PTV* a borde de bloque 7 mm frente a 5 mm, junto con el diferente fraccionamiento 2 Gy/día frente a 1,8 Gy/día. Todo ello conduce a menores irradiaciones de pared rectal por parte del grupo del MSKCC y por tanto parece lógico que el nivel de complicaciones sea ligeramente menor.

En cuanto al grupo del FCCC, parece que existen grandes diferencias tanto con nuestros resultados, como con el resto. Este grupo reporta alrededor de un 28% de complicaciones rectales para dosis ICRU 74 Gy (Shultheiss y cols. 1997). Sin embargo, una comparación directa es complicada. Las diferencias más significativas están en la especificación de dosis absorbida (La Princesa y MSKCC a la mínima isodosis en 3D que cubre todo el *PTV*, FCCC dosis al isocentro), número de haces (La Princesa y FCCC 4 campos, MSKCC 6 campos), definición de *PTV* (La Princesa y MSKCC 10 mm alrededor de *CTV* excepto en la interfase próstata recto 6-8 mm, FCCC 10 mm alrededor del *CTV*), margen entre *PTV* y bloques (La Princesa márgenes circulares de 0,5-0,7 cm alrededor del *PTV* en todas direcciones excepto en la dirección cráneo-caudal que ha sido 1-1,5 cm, MSKCC 0,5 cm y 1 cm y FCCC 1 cm en todo), seguimiento (La Princesa 12-49 meses, MSKCC 5 años, FCCC 36 meses a 5 años) y escalas de morbilidad (La Princesa y MSKCC un simple procedimiento de coagulación es considerado grado 3, FCCC hasta 2 coagulaciones se consideran grado 2) y fraccionamiento (La Princesa y FCCC 2 Gy/día y MSKCC 1,8 Gy/día). De

todas estas diferencias, tanto la forma de prescribir como la forma de cuantificar las complicaciones conducirían a aumentar las diferencias. Sin embargo, las diferencias se reducen cuando se comparan los resultados del FCCC cuando utilizan bloque rectal a los 72 Gy, encontrándose entonces una reducción de complicaciones al 11% para dosis ICRU de 76 Gy.

Parece claro que el hecho de emplear mayores márgenes en todos los pasos y por consiguiente incluir mayores volúmenes de recto en los campos de irradiación conduce a grandes incrementos de complicaciones a estos niveles de dosis absorbida, lo cual corrobora otra vez, el efecto volumen y por tanto la gran importancia de una conformación adecuada en el tratamiento del cáncer de próstata.

Nuestro análisis muestra, en general, las mismas conclusiones que la mayor parte de los grupos en cuanto al efecto volumen. Al igual que el grupo del MSKCC, con nuestro nivel de dosis absorbida, en ningún caso resultó significativo el volumen absoluto que recibe más de una determinada dosis absorbida y sí el relativo, lo cual señala un efecto protector de los volúmenes de recto grandes.

Por lo tanto en esta patología y con estos niveles de dosis absorbida, parece desprenderse que es importante realizar un diseño de tratamiento con unos determinados requerimientos de exactitud y que no cumplirlos supone al menos, un incremento sustancial en el número de complicaciones.

Como ha podido verse, extraer este tipo de conclusiones a partir de la información clínica disponible no es ni mucho menos trivial³. Para cada patología, técnica y nivel de dosis absorbida, las conclusiones pueden ser totalmente distintas por lo que la trascendencia y el nivel de exactitud en cada tipo de tratamiento debe ser cuidadosamente evaluado.

5. Errores en planificación

La planificación en radioterapia es un proceso complejo durante el cual existe una probabilidad de que exista algún error, más aún si consideramos el proceso previo de puesta en marcha y aceptación del equipo de planificación.

El documento número 17 del "Safety report series" del OIEA "Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy" publicado en el año 2000 (IAEA, 2000), señala 15 eventos⁴ "accidentes" relacionados con el proceso de planificación, frente a 23 debido a las unidades de irradiación, en las que se produjeron infradosificaciones o sobredosificaciones importantes⁵.

³ Incluso en este caso pueden argumentarse objeciones.

⁴ Sin incluir los accidentes de Panamá y de Eppinal, de consecuencias gravísimas.

⁵ Es importante señalar aquí, que se considera tan grave la sobredosisficación que puede conducir a complicaciones importantes e incluso fatales como la subdosificación que resta posibilidades de curación.

Por lo tanto, pese a que tradicionalmente se han destinado la mayor parte de recursos al control de las unidades de irradiación, parece que también sería aconsejable destinar una parte de ellos al control de los sistemas de planificación y de sus procesos afines, aun más cuando las máquinas de irradiación han evolucionado en cuanto a controles internos y seguridad mientras que los planificadores han ganado en complejidad.

Los errores más comunes que se señalan en este documento están relacionados con errores en la modelización de las unidades, falta de comprensión de los algoritmos de cálculo, incorrecto uso de los factores de transmisión de las cuñas o de las cuñas mismas o a errores en la introducción de la dosis absorbida total y número de fracciones. A estos errores con categoría de accidente, habría que añadir los pequeños fallos derivados de la no inclusión de factores de transmisión de bandejas, o al cálculo de la dosis absorbida de referencia (punto de peso) en zonas donde el cálculo de dosis absorbida no tiene la exactitud requerida o el uso de configuraciones muy complejas sin validación (campos muy asimétricos y/o de pequeño tamaño con cuñas con ángulo elevado, etc.).

Parece por tanto importante conocer el funcionamiento de los equipos de planificación, sus algoritmos, sus limitaciones, así como disponer de un procedimiento de inspección y validación de los datos de entrada y de los distintos algoritmos de cálculo, así como procedimientos de control de calidad rutinarios para evitar errores que podrían afectar a un gran número de pacientes.

Otra de las lecciones aprendidas de los accidentes en planificación, es que sería muy recomendable disponer de sistemas de cálculo paralelo de UM/tiempo para evitar posibles errores en cada planificación concreta, así como un procedimiento de revisión redundante, paciente a paciente, de los parámetros fundamentales de irradiación⁶.

⁶ De hecho en algunos países el cálculo redundante de UM/tiempo, no es ya una recomendación de buena práctica sino una obligación legal.

6. Referencias

- [1] EMAMI B., LYMAN J., BROWN A., COIA L., GOITEIN M., MUNZENRIDER J.E., SHANK B., SOLIN L.J., WESSON M. (1991). *Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. May 15;21(1):109-22. Review.
- [2] FIORINO C., COZZARINI C., VAVASSORI V., SANGUINETI G., BIANCHI C., CATTANEO G.M., FOPPIANO F., MAGLI A., PIAZZOLLA A. (2002). Relationships between DVHs and late rectal bleeding after radiotherapy for prostate cancer: analysis of a large group of patients pooled from three institutions. Radiother. Oncol. Jul;64 (1):1-12.
- [3] HANKS G.E., HANLON A.L., SCHULTHEISS T.E., PINOVER W.H., MOVSAS B., EPSTEIN B.E., HUNT M.A. (1998). *Dose escalation with 3D conformal treatment: five year outcomes, treatment optimization and future directions.* Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys., 41:501-510.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (2000). Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy. Safety Report Series nº 17.
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). REPORT 50. (1993). *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.* Washington DC: International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [6] JACKSON A., SKWARCHUK M.W., ZELEFSKY M.J., COWEN D.M., VENKATRAMAN E.S., LEVEGRUN S., BURMAN C.M., KUTCHER G.J., FUKS Z., LIEBEL S.A., LING C.C. (2000). Late rectal bleeding after conformal radiotherapy of prostate cancer (1): Volume effects and dose-volume histograms. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 47, 103-113.
- [7] JACKSON A., SKWARCHUK M.W., ZELEFSKY M.J., COWEN D.M., VENKATRAMAN E.S., LEVEGRUN S., BURMAN C.M., KUTCHER G.J., FUKS Z., LIEBEL S.A., LING C.C. (2001). Late rectal bleeding after conformal radiotherapy of prostate cancer. II: Volume effects and dose-volume histograms. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Mar 1;49(3):685-98.
- [8] LEE W.R., HANKS G.E., HANLON A.L., SCHULTHEISS T.E., HUNT M.A. (1996). Lateral rectal shielding reduces late rectal morbidity following high dose three-dimensional conformal radiation therapy for clinically localized prostate cancer: further evidence for a significant dose effect. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. May 1;35(2):251-7.

- [9] LING C.C., HUMM J., LARSON S., AMOLS H., FUKS Z., LEIBEL S., KOUTCHER J.A. (2000). *Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT)*: *biological imaging and biological conformality*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Jun 1;47 (3):551-60. Review.
- [10] MICHALSKIJ.M., PURDY J.A., WINTER K., ROACH M.R.D., VIJAYAKUMAR S., SANDLER H.M., MARKOE A.M., RITTER M.A., RUSSELL K.J., SAILER S., HARMS W.B., PEREZ C.A., WILDER R.B., HANKS G.E., COX J.D. (2000). Preliminary report of toxicity following 3D radiation therapy for prostate cancer on 3DDOG/RTOG 9406. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 46: 391-402.
- [11] SCHULTHEISS T.E., LEE W.R., HUNT M.A., HANLON A.L., PETERS R.S., HANKS G.E. (1997). *Late GI and GU complications in the treatment of prostate cancer.* Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 37:3-11.
- [12] THAMES H.D., ZHANG M., TUCKER S.L., LIU H.H., DONG L., MOHAN R. (2004). *Cluster models of dose-volume effects*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Aug 1;59(5):1491-504.
- [13] ZAPATERO A., GARCIA-VICENTE F., MODOLELL I., ALCANTARA P., FLORIANO A., CRUZ-CONDE A., TORRES J.J., PEREZ-TORRUBIA A. (2004). Impact of mean rectal dose on late rectal bleeding after conformal radiotherapy for prostate cancer: dose-volume effect. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Aug 1;59(5):1343-51.
- [14] ZELEFSKY M.J., FUKS Z., HAPPERSETT L., LEE H.J., LING C.C., BURMAN C.M., HUNT M., WOLFE T., VENKATRAMAN E.S., JACKSON A., SKWARCHUK M., LEIBEL S.A. (2000). *Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer*. Radiat. Oncol. 55: 241-249.
Tema 11: Control de calidad de sistemas de planificación

Esther Millán Cebrián José Miguel Delgado Rodriguez

Control de calidad de sistemas de planificación

Esther Millán Cebrián Servicio de Física y PR Hospital Clínico "Lozano Blesa". Zaragoza emillan@salud.aragon.es

José-Miguel Delgado Rodriguez Servicio de Radiofísica Hospitalaria Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid. josemiguel.delgado@salud.madrid.org

Tema basado en el Protocolo elaborado por el Grupo de Trabajo de la SEFM "Control de Calidad de Planificadores"

1. Control de calidad en radioterapia

En Radioterapia, el "Control de Calidad" (*CC*) tiene como objetivo garantizar que el tratamiento se le aplica al paciente de la mejor forma posible. Se trata de un proceso complejo en el que participan diferentes profesionales, que deben responder en relación al aseguramiento de la calidad en la parcela que les corresponde.

Con el fin de prevenir errores se ha visto la necesidad de establecer un "Programa de aseguramiento de la calidad" que comprometa todas y cada una de las fases del proceso así como a todo el personal involucrado, expresada por diferentes organizaciones científicas de carácter nacional o internacional. En muchas situaciones se hizo ley, a través de las directivas comunitarias.

En España, la referencia legal más inmediata es el Real Decreto 1566/1998 (*RD*), por el que se establecen los criterios de actuación en un proceso radioterápico. El *RD* obliga a establecer un plan de "Garantía de calidad" en cada "Unidad asistencial", donde estén incluidos todos los aspectos del proceso terapéutico. Por lo tanto, debe incluir desde la realización de la historia clínica, la localización, la dosimetría clínica o planificación dosimétrica, la ejecución del tratamiento y el seguimiento del paciente. La planificación es una de las etapas del tratamiento radioterápico que tiene como objetivo específico suministrar la dosis absorbida prescrita con la mayor exactitud posible, y asegurar que el paciente no recibe una dosis absorbida innecesaria, y como tal debe ser objeto del correspondiente *CC*. Vamos a centrarnos en particular en los aspectos relativos al control de calidad de los "Sistemas de Planificación" (*SP*).

Pueden distinguirse dos etapas fundamentales:

- La de desarrollo del software. Previo a la comercialización, donde deben realizarse exhaustivos controles intrínsecos para verificar tanto su funcionamiento, como la no alteración de ficheros de datos utilizados.
- La de uso clínico, donde el usuario debe verificar su operación y reproducibilidad, para lo cual deberá determinar las pruebas a realizar y su frecuencia.

En general, los factores que afectan al concepto de calidad del software, cuyo control corresponde a la casa comercial y por tanto no serán objeto de este tema, serían:

- El nivel de defectos se aproxima a cero (ideal).
- Alta fiabilidad o capacidad de ejecutarse sin rupturas o proporcionando resultados extraños.
- Una gran mayoría de los usuarios están satisfechos cuando se les encuesta.
- Mantenimiento de una estructura que minimiza "correcciones mal realizadas" o inserción de nuevos defectos durante el proceso de corrección.
- Un efectivo apoyo al cliente cuando aparecen problemas.
- Los defectos se corrigen con rapidez, en especial aquellos considerados de alta severidad o impacto.

Dentro del "Programa de aseguramiento de la calidad" como equipamiento de uso clínico, se incluye:

1. La "Definición inicial" y "Pruebas de aceptación"

Su objetivo es determinar, en el momento de instalación del equipo, por una parte si se ajusta a las especificaciones que se habían establecido en la compra, y, por otra, determinar unos valores de referencia para diferentes parámetros, con los que se compararán los obtenidos en las verificaciones que se hagan posteriormente. 2. Las "Pruebas de control de calidad"

Una vez realizadas las pruebas de aceptación y antes del uso clínico, debe establecerse un programa de *CC* para verificar la reproducibilidad de los resultados durante toda la vida del equipo. Es esencial que el sistema permanezca consistente con las tolerancias aceptadas, a lo largo de su vida útil en la clínica.

3. Pruebas de control de calidad adicionales después de intervenciones significativas sobre el sistema

El programa de *CC* debe especificar los parámetros que han de verificarse, las pruebas que van a realizarse, el material necesario, la frecuencia de las pruebas, el personal que va a realizarlos, los resultados esperados, las tolerancias y niveles de acción, y por fin las acciones requeridas cuando se excedan los niveles de acción así como la persona responsable de llevarlas a cabo. Por otra parte, debe ser flexible tanto para la incorporación de pruebas adicionales si se creen necesarias, como para su posible adecuación según la experiencia con un equipo determinado.

El contenido de las pruebas debe ser tan sencillo como sea posible y consistente con los objetivos previstos, con el fin de optimizar esfuerzos y asegurar su realización práctica, y presentan diferentes requerimientos para el usuario en cuanto a:

- Preparar datos experimentales para comparación.
- Comprender y delimitar los datos a introducir y las limitaciones en la precisión del algoritmo.
- Poder reproducir un cálculo manual de dosis absorbida en cualquier punto.

Existen diferentes protocolos y publicaciones internacionales donde se describen las pruebas básicas a realizar en un *SP* antes de su utilización clínica y posteriormente de forma periódica.

La SEFM se planteó la preparación de un Protocolo de *CC* de *SP* (SEFM 2005) elaborado por un grupo de trabajo, no tanto con idea de originalidad, sino con el fin de normalizar un conjunto de procesos de manera que puedan compararse los procedimientos que los definen, por lo que en su preparación se ha acudido a las referencias internacionales que parecían más ilustrativas en cada caso o que se adaptan mejor a nuestra manera de trabajar o de realizar el proceso radioterápico.

Partiendo de la base de que el documento no pretende de ninguna manera establecer ningún criterio estricto, ni negar la alternativa a otras formas de valo-

rar la calidad de los procedimientos o metodología con la que se evalúa la calidad de un sistema de planificación, sino de incentivar a buscar nuevos métodos mas eficaces, estimulando con ello el desarrollo de la actividad científica del área en cuestión, nos basaremos en él para movernos por las pruebas más significativas allí descritas. Se señalan las frecuencias y tolerancias, analizando los aspectos más importantes para su realización, así como comentando posibles diferencias con otros protocolos, bien entendido que no se trata de un sistema de mínimos que al incumplirlo se produzca un detrimento en la atención al paciente.

2. Control de calidad de sistemas de planificación

2.1. Bases generales

Los sistemas de planificación dosimétrica han llegado a ser, en el momento actual, la herramienta más importante de la que se dispone en un Servicio de "Terapia con Radiaciones". Durante años, la preocupación fundamental de los radiofísicos en los servicios de terapia fue la determinación de la forma más exacta y precisa posible de las magnitudes radiológicas relacionadas con los efectos biológicos, en especial la dosis absorbida.

Cada país ha tratado de dar criterios metrológicos que normalizaran la determinación de estas magnitudes, de manera, que los efectos producidos por las radiaciones fueran comparables. Y esto, no solamente para cada técnica en especial, sino que el propósito era más general; determinar la magnitud radiológica de forma independiente de la técnica médica que se aplicara. Así podrían extrapolarse los valores prescritos en un proceso terapéutico aplicado a una técnica, a otra diferente.

Estos objetivos, en el momento actual, se han cumplido, al menos en relación con el nivel de incertidumbre del resto de los procesos que intervienen en el procedimiento terapéutico general.

Uno de los aspectos que ha tenido mayor desarrollo tecnológico en los últimos años ha sido el cálculo de la dosis absorbida fuera de la condiciones de referencia. Se ha pasado de los cálculos elementales "a mano" que se mantuvieron durante muchos años, con niveles de incertidumbre grandes fuera de condiciones próximas a las de referencia, al estado actual, donde sistemas expertos pueden, basados en complejos métodos matemáticos, realizar planificaciones inversas.

El desarrollo ha crecido en función de que se ha podido disponer de una tecnología cada vez más potente y en el desarrollo de métodos de cálculo que permiten modelar con mayor precisión cualquier situación que se plantee en la

práctica clínica. Sin embargo, a medida que se obtienen mayores logros en la determinación de las distribuciones de dosis absorbida, la tecnología de irradiación presenta al usuario nuevas posibilidades, cada vez más difíciles de modelar. El sistema de planificación ha pasado a ser el elemento integrador y organizador de todas las funciones ligadas al proceso terapéutico. La tecnología informática, y en especial, los sistemas de interconexión de unidades y transferencia de información han hecho crecer al sistema fuera del ámbito estrictamente ligado al cálculo. Esto hace que deba mantenerse una vigilancia permanente de la operatividad del sistema que minimice los posibles errores que perjudiquen el resultado terapéutico.

A la hora de establecer las pruebas para verificar la bondad operativa de los sistemas de planificación, la filosofía del protocolo de la SEFM se basa en el hecho de que la valoración de un sistema de planificación no tiene un interés para el enfermo si no va acompañada de todo un conjunto de actuaciones que realiza el radiofísico, tanto en los criterios que adopta en el modelado de los parámetros, como en todos los procedimientos metrológicos que utiliza.

La idea base es que, no es tan interesante saber si un planificador trabaja bien para una máquina tipo, como que el sistema de planificación provea distribuciones de dosis absorbida en cualquier situación que sean reproducibles metrológicamente por el radiofísico y, de esta manera, pueda estimar el grado de incertidumbre en la dosis absorbida administrada en cualquier situación. De ahí el interés en incentivar que los procedimientos sean realizados con la caracterización de las unidades que ha realizado el radiofísico responsable de las mismas.

Esta es una primera diferencia con otros protocolos que se basan en la definición de unas unidades de tratamiento "tipo", cuyos datos de caracterización se han obtenido con cuidadosos procesos de medidas experimentales. De esta forma, el conjunto de pruebas que proponen realizar sobre el *SP*, van exclusivamente encaminadas a estudiar su comportamiento en esas situaciones más que a verificar los resultados reales de la dosimetría clínica. Quizás este método podría resultar de interés para la especificación inicial del equipo, sin embargo, como control de constancia parece más adecuado realizar los controles con las unidades de tratamiento en uso, ya que así se tiene la información completa de cómo se está realmente suministrando la dosis absorbida al paciente en radioterapia.

En cualquier caso, los datos de definición de las máquinas y los utilizados para verificar los resultados del *SP* deben ser autoconsistentes , es decir medidos en condiciones análogas y reproducibles (AAPM 1998).

Una de las primeras tareas con las que se enfrenta el radiofísico ante la puesta en marcha de un sistema de planificación corresponde a la introducción

de los datos relativos a las unidades de tratamiento de que dispone en su unidad. Para ello, debe recopilar toda la información disponible tanto del comportamiento geométrico de la máquina que va a definir, como una adquisición lo más completa posible de los datos físicos de los haces que genera la máquina. La mayor parte de los planificadores disponen de conjuntos completamente diferentes de programas para la definición de las características físicas y geométricas de las unidades y para el uso de estos haces en modo clínico. Ambos conjuntos de programas deberían ser sometidos a una variedad de pruebas diferentes pero ningún planificador permite utilizar de forma independiente cada parte de las que se compone el proceso de definición de una unidad de tratamiento. Es más, no es posible usar el programa para ir verificando secuencialmente cada una de las tareas independientemente: configuración geométrica de la máquina, diseño de haces en el paciente o en un maniquí y los cálculos de determinación de la dosis absorbida.

Esto lleva al radiofísico a realizar un proceso permanente de "prueba y error" realimentando las características de definición de las unidades hasta verificar que trabaja correctamente. En algunos casos, puede trabajarse y comprobar el funcionamiento sin entrar en modo clínico, pero lo que no es posible, es verificar algunas características del programa como la definición geométrica de los haces sin haber cumplimentado todo el proceso de modelado de los mismos.

Por ello y con el fin de adecuar las pruebas al proceso secuencial más probable con el que va a realizarse la puesta a punto del planificador, en teleterapia, se agrupan las pruebas en tres capítulos lo más independientes posible: datos anatómicos; diseño y modelado de máquinas y haces y cálculo de dosis absorbida.

En algunos casos, las pruebas tienen un carácter meramente funcional advirtiendo al lector de algunos aspectos en los que debe prestar atención pero se ha mantenido la estructura de las pruebas para dar uniformidad al conjunto. En cualquier caso, se deberá completar tanto la entrada de datos como el modelado, para poder realizar las diferentes pruebas que le permitan comprobar que el sistema trabaja correctamente.

Aunque nos centraremos sólo en el caso de planificación para teleterapia, ya que el CC de SP de braquiterapia es objeto del volumen 5 de la presente colección, en realidad la parte específica es la del CC de la definición y cálculo de haces (fuentes). El resto de aspectos que deben controlarse son independientes de la aplicación concreta del SP.

2.2. Características diferenciales de distintos protocolos internacionales

Si bien los requerimientos exactos para un determinado centro dependerán del nivel de complejidad del sistema de planificación o de las técnicas de tratamiento usadas clínicamente, los aspectos fundamentales a controlar pueden resumirse en:

- Sistema informático.
- Diseño y modelado de unidades de tratamiento y haces de radiación.
- Adquisición de datos anatómicos.
- Cálculo de haces en teleterapia.
- Planificación en braquiterapia (en algunos casos se trata de forma totalmente independiente).
- Presentación y transferencia de resultados.

Fundamentalmente, los diferentes protocolos recomiendan la verificación de un conjunto de parámetros muy similar, y las pruebas descritas para ello no presentan en general diferencias fundamentales.

Pasamos a comentar las diferencias más significativas entre protocolos que suelen encontrarse en las pruebas de verificación de la dosimetría. En concreto, en:

 a) Los datos experimentales utilizados para la definición de las unidades de tratamiento que servirán para la realización de las pruebas de verificación de cálculos dosimétricos.

En algunas ocasiones son suministrados por el protocolo y en otras se recomienda utilizar las unidades propias del centro, definidas por el usuario.

La referencia fundamental en protocolos basados en la utilización de un conjunto de datos experimentales "tipo" la constituye el TG23 de la AAPM (AAPM 1995). En él se pretende facilitar un mecanismo para verificar los *SP* en el cálculo de dosis absorbida de haces externos de fotones y contiene:

- datos experimentales describiendo las características básicas de dos energías de haces de *RX* que serán usadas como entrada de datos de haces en el *SP*.
- datos dosimétricos medidos en un conjunto de casos "test" para esos dos haces de tratamiento. Las medidas las realizaron en dos aceleradores, un Varian Clinac-4, energía de 4 MV y un Therac-20, energía 18 MV.

Posteriormente se desarrolló en Holanda (NCS 2004) un nuevo protocolo de *CC*, basando también las verificaciones dosimétricas en un conjunto de datos de haces que suministran para modelar haces de fotones en los *SP*. El conjunto de datos "test" propuestos intenta solventar ciertas limitaciones que presenta en la actualidad el documento del TG23 de la AAPM, como son:

- que las unidades de tratamiento en que se midieron los datos iniciales son ya antiguas, y no muy comunes en la Unión Europea
- que no disponían de nuevas técnicas (como por ejemplo campos asimétricos) de forma que no podían actualizarse en las pruebas

Por ello midieron un nuevo conjunto de datos, esta vez en aceleradores EOS SL-15 y SL-25, y se referencia como "NCS data set".

La ESTRO propone un sistema intermedio en el que el vendedor suministre datos de haces genéricos de diferentes índices de calidad (QI) para la demostración y aceptación del equipo así como para el análisis y CC de la dosis en casos complejos, y con los haces propios del usuario se calcule un factor (en función de QI) y compare con el resultado esperado con el haz genérico. También descarga algunas de las pruebas, sobre todo de estado inicial, en las realizadas por grupos de usuarios.

b) La descripción más o menos detallada de las pruebas a realizar

Muchos de los protocolos internacionales se plantean más bien como una guía para la implementación de programas de calidad en todo el proceso de planificación de tratamiento, y no exclusivamente como un control de los *SP*.

En el caso, por ej., del documento del TG53 de la AAPM (AAPM 1995) al abordar el *CC* de los *SP*, incluye los parámetros a controlar y ejemplos de formato de pruebas que pueden realizarse, pero no se detiene en una descripción formal de los procedimientos para realizarlas.

Algo parecido puede decirse de las recomendaciones de la IPEMB (IPEMB 1996), de la sociedad suiza (SSRFM 1999) o de la ESTRO (ESTRO 2004), donde no entran siquiera a describir ejemplos de formato sino que se limitan a describir los parámetros a verificar en cada prueba. O en el caso de la IAEA (IAEA 2004), que analiza las posibles fuentes de error en todo el proceso, los accidentes debidos a la planificación, y plantea una serie de cuestiones en cada uno de los apartados. Describe también diferentes tipos de prueba y a modo de ejemplo alguno de los procedimientos de cómo llevarlas a cabo.

En el TCDOC 1583 de la IAEA (IAEA 2008), sin embargo, donde se propone la verificación de condiciones particularmente críticas de irradiación con haces de fotones, la descripción de la metodología a seguir para reproducir los casos propuestos, de cómo realizar el análisis de resultados, de las tolerancias recomendadas e incluso la recomendación del maniquí a utilizar, es exhaustiva.

c) La estimación de desviaciones de la dosis absorbida y análisis de tolerancias

En general, hay bastante coincidencia en los protocolos respecto a las áreas de evaluación de diferencias en los resultados dosimétricos y suelen definirse en función del valor (en el caso de dosis bajas) o del gradiente (en zonas de penumbra, acumulación, etc.) de la dosis absorbida. Estas zonas servirán también para fijar los criterios de aceptación.

La mayoría de las pruebas dosimétricas se basan en valores en puntos (bien sea uno sólo o muchos) y la estimación de las desviaciones puntuales suele servir para regiones de bajo gradiente de dosis absorbida. En regiones de alto gradiente, suele ser más útil la desviación espacial.

Los métodos más simples de evaluación combinan desviaciones dosimétricas y espaciales por separado y dan como recomendación de tolerancia el menor valor relativo.

También algunos protocolos (ESTRO, por ejemplo) hacen referencia a figuras de mérito (función γ), combinando desviaciones dosimétricas y espaciales de forma que los criterios de aceptación vienen dados en función del valor de γ .

Respecto a la forma de expresar las desviaciones entre valores calculados y medidos existen diferentes criterios que exponemos a continuación.

El documento de la sociedad suiza las refieren como porcentaje de la diferencia respecto al máximo de la dosis absorbida, mientras que en otros casos como el holandés, expresan las diferencias como el porcentaje respecto a la dosis medida localmente, justificando la normalización a la dosis local al considerar que esta dosis tiene una significación clínica mayor. En casos de dosis absorbidas muy bajas (fuera de límites de campo o bajo bloques), toman como dosis de normalización la medida en un punto a la misma profundidad pero en el eje central.

Otros protocolos como el de la ESTRO recomiendan, sin embargo, expresarlas como cocientes entre valores absolutos de dosis absorbida, después de normalizar a unas condiciones de referencia, ya que argumentan que, cuando la estimación de las desviaciones se realiza mediante las diferencias entre valores calculados y medidos en el mismo punto, se arrastran limitaciones e incertidumbres debidas al propio proceso de medida, a fluctuaciones del acelerador o al cálculo de dosis absorbida.

Los criterios de aceptabilidad vienen definidos para las diferentes áreas en función también de la complejidad de la geometría de irradiación.

En cuanto a las tolerancias, pueden variar según la metodología empleada, pero no de forma significativa.

d) Si se basan solo en control de haces de fotones, si analizan el cálculo con electrones de forma separada o si lo hacen de forma conjunta

Por otra parte, en protocolos no muy recientes podemos encontrar limitaciones en cuanto al control de parámetros específicos de planificación en tres dimensiones, ya tenidos en cuenta en los más actualizados.

2.3. Bases particulares del protocolo de la SEFM

El protocolo de la SEFM, como se ha dicho, se basa en la utilización de datos de las unidades de tratamiento propias junto con datos experimentales de verificación y presenta una descripción independiente de cada prueba (agrupadas por capítulos) de forma que pueda realizarse cada prueba por separado o adaptarse a la verificación de un proceso global adecuando la metodología.

Las zonas de evaluación se dividen en:

- zona de acumulación; se refiere a las profundidades en las que el haz aún no ha alcanzado el máximo de dosis absorbida,
- interna o zona del haz donde hay alta dosis absorbida y bajo gradiente; dosis absorbida mayor del 90% de la dosis absorbida en el eje del campo,
- penumbra o zona de alta dosis absorbida y alto gradiente; 5 mm a cada lado del borde del campo (más o menos 10%-90%),
- externa o zona fuera de campo donde la dosis absorbida es menor del 10%. Un esquema se muestra en la figura 1.



Figura 1. Zonas de evaluación de dosimetría en haces de radiación.

Respecto a la forma de expresar las desviaciones, se han considerado todas las posibilidades en cuanto a definición como diferencias porcentuales respecto a la dosis absorbida en el máximo, diferencias de dosis local y en su caso diferencias en unidades de distancia. El comité entiende que el parámetro realmente importante es la diferencia local de dosis absorbida, de tal forma que las desviaciones se expresan como diferencia porcentual de dosis local:

Diferencia%=100*(dosis absorbida medida – dosis absorbida calculada) / dosis absorbida medida.

Para la tolerancia, en cuanto a distribuciones de dosis absorbida, se utilizan criterios de estadística de puntos que cumplen una determinada condición, ya que se entiende que la evaluación de la correspondencia de un cálculo de dosis absorbida con una medida no es un problema de puntos aislados sino que hay que verlo desde un punto de vista estadístico donde el investigador evalúa la adecuación de un cálculo, considerando un número de puntos representativo de lo que quiere analizar. En situaciones de alto gradiente se incluye la opción de distancia.

Y, por fin, se abordan en este documento tanto los controles dosimétricos de haces de fotones como de electrones, analizándolos por separado cuando así lo requiera la prueba.

En el Protocolo de la SEFM, cada prueba se compone de un conjunto de apartados que enumeramos a continuación:

Titulo

Identifica la prueba. Va precedido de unas iniciales y un número de orden.

Objetivo

Define las características que se pretende evaluar con la prueba.

Teoría de la prueba

Pretende de una manera breve dar una explicación técnica de las causas que motivan la prueba e introduce en algunos casos conceptos que serán utilizados posteriormente.

Tipo de prueba

Las pruebas en general se han clasificado de Aceptación, Referencia y Constancia, dependiendo si estas se realizan a la recepción del sistema y dan lugar a la iniciación de un periodo de garantía, o sirven para determinar parámetros que luego se comprobarán regularmente en las pruebas de constancia. Una prueba puede pertenecer a los tres tipos a la vez.

Material

Se explica brevemente el material que será suficiente para ejecutar el procedimiento.

Procedimiento

Se explica de forma secuencial las acciones a realizar para obtener los datos necesarios, que permitan cuantificar el comportamiento del sistema.

Análisis de resultados

Valoración de los datos obtenidos en la adquisición ejecutada en el procedimiento.

Tolerancia

Valores recomendados de variación de los resultados, que permitirán al radiofísico establecer niveles de acción en su programa de garantía de calidad o le orientarán en el momento de la aceptación de un sistema. La tolerancia es un valor de referencia, y dependiendo de cada sistema. Hay que tener en cuenta que, las tolerancias que se indican en cada caso, suponen unos datos de partida (medidos) correctos y fiables.

Periodicidad

Recomendación sobre el tiempo que debe haber entre la realización de una prueba, porque pueda afectar a la variación o modificación de los resultados.

Observaciones

Detalles o advertencias significativas para la realización de la prueba, el análisis de resultados o metodologías alternativas.

El documento dispone de un conjunto de anexos que complementan, amplían o resumen algunos aspectos del mismo.

Al finalizar cada capítulo, se presenta un bibliografía de referencia, donde se incluyen las publicaciones principales que se han tenido en cuenta en el desarrollo de las pruebas.

Las tolerancias y periodicidades allí establecidas deben considerarse a título orientativo, sin ánimo de establecer ningún tipo de obligatoriedad.

2.4. Esquema de pruebas, periodicidades y tolerancias recomendadas

Sistema informático

Prueba	1	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
SI-1	Inspección general.	А	I,CC	Funcional
SI-2	Verificación de funcionamiento general.	Α	I,CC	Funcional
SI-3	Funcionamiento del digitalizador y del ratón.	A,C	I,CC,M	1 mm máximo en cualquier coordenada
SI-4	Funcionamiento del digitalizador automático de placas.	A,R,C	Μ	Distorsión: 1 mm Resolución: 2 lp/mm Contraste: funcional Ruido: funcional
SI-5	Funcionamiento del trazador gráfico e impresora gráfica.	A,C	I,CC,S	± 1 mm
SI-6	Funcionamiento del monitor.	A,C	A	Funcionalidad Distinguir al menos 16 niveles de grises

A-Aceptación, R-Referencia, C-Constancia,

I-Inicial, S-Semanal, M-Mensual, CC-Cambio de componente, A-Anual

Prueba		Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DM-1	Configuración geométrica de las unidades de tratamiento y haces de radiación.	A	I,CS	Funcional
DM-2	Configuración geométrica de <i>MLC</i> .	A,R	I,CS,CC	Funcional
DM-3	Configuración cuña.	A,R	I,CS	Funcional
DM-4	Datos radiológicos de emisión (datos propios).	A,R,C	I,A, "cheksum" diario	Teclado/Fichero: coincidencia
				Digitalizador:1 mm
DM-5	Modelado de haces y	A,R	I,CM,CS	Parámetros: 1%
	verificación de datos base.			Curvas: 2 mm
DM-6	Definición de haces de forma regular.	Α	A,CM,CS	Funcional
DM-7	Diseño de bloques de	А	I,CS	2 mm
	conformación.			Coincidencia en cortador
DM-8	Definición de haces mediante colimador multilámina.	A	I,CS	Posición gráfica: correspondencia visual con límite de volumen
				Coordenada numérica: correspondencia con la posición teórica de <i>MLC</i> basada en coordenadas de volumen blanco
				Autoajuste: funcional
DM-9	Definición de haces con cuñas.	A	I,CS	Funcional
DM-10	Definición de compensadores y bolus.	R	I,CS	Funcional
DM-11	Visualización del haz.	А	I,CS	Coincidencia
DM-12	Compatibilidad global.	R	I,CS	Funcional
DM-13	Sistema de unidades y sistemas de referencia.	А	I,CS	Coincidencia

Diseño y modelización de unidades de tratamiento y haces de radiación

A-Aceptación, R-Referencia, C-Constancia

l-Inicial, M-Mensual, A-Anual, CC-Cambio de componente, CS-Cambio de software, CM-Cambio de máquinas

Prueba		Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DA-1	Funcionamiento de la base de datos.	A	I,CS	Funcional
DA-2	Transferencia de datos <i>TC</i> y <i>RM</i> .	A,C	I,CS,M	Coincidencia
DA-3	Conversión números CT= densidad electrónica.	A,C	I,CS,M	Coincidencia en aceptación de curva de calibración
				Periódica: 0,1 en densidad electrónica relativa al agua
DA-4	Herramientas de medida	A	I,CS	En longitud 2 mm
	de longitud. Cálculo de volúmenes.			En volumen según espaciado de corte.
				En cada extremo en Z se considerará la mitad del espaciado de corte, junto con los 2 mm de la dirección transversal.
DA-5	Definición de contornos externos y segmentación de estructuras anatómicas.	A,R	I,CS	2 mm
DA-6	Generación y manipulación de estructuras 2D reformateadas y 3D.	Α	I,CS	2 mm en cualquier coordenada
DA-7	Fusión de imágenes.	A,C	I,CS	2 mm <i>TC/MR</i> y 5 mm <i>TC/SPECT/PET</i>
DA-8	Herramientas de auto- margen.	A	I,CS	Coincidencia de áreas y volúmenes

Adquisición de datos anatómicos

Cálculo de haces en teleterapia

Prueba		Periodicidad	Tolerancia
DOH-1	Algoritmos de cálculo.	I,CS	Funcional
DOH-2	Reconstrucción de haces rectangulares.	I,A, CS	<i>RX</i> :
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, <10% a partir de max., <1%
			Fuera del eje: zona interna, <2% penumbra, <15% exterior, <30%
			Diferencias: int, 2%. alto grad., 2 mm
			Electrones:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, <10% a partir de max, <2%
			Fuera del eje: zona interna, <4%, penumbra, <15%, exterior, <50%
			Diferencias: alto grad., 4 mm
DOH-3	Campos asimétricos.	I,CS	RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje del campo asimétrico: zona de acumulación, 10% a partir de max., 2%
			Fuera del eje: zona interna, <3% penumbra, <15% exterior, <40%
			Ningún punto debería superar el doble

Prueba		Periodicidad	Tolerancia
DOH-4	Variación con la distancia foco-superficie.	I,CS	RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación,<20% a partir de max., <1%
			Fuera del eje: zona interna, <2%. penumbra, <15% exterior, <50%
			Ningún punto debería superar el doble
			Diferencias: alto grad., 2 mm
			Electrones:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, <10%. a partir de max., <2%
			Fuera del eje: zona interna, <4% penumbra, <15% exterior, <50%
			Diferencias: alto grad., 4 mm
DOH-5	Superficies irregulares.	I,CS	RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, 20% a partir de max., 1%
			Fuera del eje: zona interna, <3%. penumbra, <15% exterior, <50%
			Diferencias: alto grad., 2 mm
			Electrones:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			Fuera del eje: zona interna, <7% penumbra, <20% exterior, <60%
			Diferencias: alto grad., 5 mm

Prueba		Periodicidad	Tolerancia
DOH-6	Heterogeneidades.	I,CS	RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, 15%. a partir de max., 3%
			Fuera del eje: zona interna, <3%. penumbra, <15% exterior, <40%
			Diferencias: alto grad., 3 mm
			Electrones: 3 casos
DOH-7	Moduladores del haz.	I,CS	Cuñas y compensadores
			RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, 20% a partir de max:, 3%
			Fuera del eje: zona interna, <3%. penumbra, <20% exterior, <50%
			Ningún punto debería superar el doble.
			Diferencias: alto grad., 3 mm
			Bolus
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			<i>RX</i> :
			En el eje: zona de acumulación, 10% a partir de max., 1%
			Electrones:
			En el eje: zona de acumulación, 10% a partir de max., 2%

Prueba		Periodicidad	Tolerancia
DOH-8	Campos irregulares.	I,CS	RX:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			En el eje: zona de acumulación, 20% a partir de max., 3%
			Fuera del eje: zona interna, <3% penumbra, <15% exterior, <40%
			Ningún punto debería superar el doble
			Diferencias: alto grad., 3 mm
			Electrones:
			Estadística ptos. El 95% de los puntos
			Fuera del eje: zona interna, <7%. penumbra, <20% exterior, <60%
			Ningún punto debería superar el doble
			Diferencias: alto grad., 5 mm
DOH-9	Suma de campos.	I,CS	<1%
DOH-10	Matriz de cálculo.	I	Funcional
DOH-11	Zum distribución de dosis absorbida.	I,CS	1 mm
DOH-12	Herramientas de análisis de dosis absorbida.	Ι	Redondeo en trazado de isodosis y correspondencia en la reconstrucción
DOH-13	Pesos.	I,CS	Desviación relativa debida a la resolución de la lectura de UM. La desviación máxima es de 0,5 dígitos del dígito menos significativo
DOH-14	Normalización, prescrip- ción y cálculo de UM.		Cálculo de la desviación debida a la resolución
			Punto de calibración, tolerancia, según condiciones de la prueba (conformación, heterogeneidad, cuñas, etc.)
DOH-15	Histogramas de dosis – volumen.		1% para volumen, 5% para la rotatoria propuesta
DOH-16	Cálculo de parámetros biológicos <i>TCP</i> , <i>NTCP</i> .	I,CS	Desviaciones debidas a la interpolación y a la falta de resolución

Prueba		Periodicidad	Tolerancia
PTYR-1	Radiografía digital reconstruida.		
PTYR-2	Impresión de datos.	I,CS	Funcional
PTYR-3	Impresión de curvas y bloques.	I,CS	1 mm en distancias
			No discrepancia datos impresos
PTYR-4	Funcionamiento de la red.	I,CS	Coincidencia salvo cifras significativas en parámetros. Tolerancia de trazador para cortador de bloques

Presentación y transferencia de resultados

Pruebas diarias de rutina

Dosimetría individualizada independiente del SP

2.5. Características seleccionables en un concurso de adquisición

En el protocolo publicado puede encontrarse una descripción de los aspectos que debería contener un concurso de adquisición de un *SP*, de forma que el comprador pueda tener una idea clara de qué es lo que le puede ofrecer y le sirva también para poder comparar diferentes ofertas/precios. No vamos a reproducirlo en este tema.

2.6. Ejemplos prácticos

No entraremos en una descripción detallada de cada una de las pruebas propuestas, para ello remitimos al texto del protocolo, sino que vamos a detenernos en algunas de ellas como más significativas de alguno de los procesos que conforman el trabajo de planificación.

Basaremos el ejemplo que se presenta a continuación en los controles recomendados para verificar un proceso fundamental en la planificación en el momento actual, como es el: 2.6.1. Proceso de transferencia y manipulación de imágenes, contornos y estructuras al "Sistema de Planificación"

Aunque el Protocolo reagrupa las pruebas en unos capítulos bien determinados, en realidad cada prueba tiene entidad independiente de las demás, de forma que pueda realizarse por separado, pero también puede incluirse en un planteamiento de un proceso global que se quiera verificar.

2.6.1.1. Pruebas involucradas

En el caso particular de este proceso se pueden ver involucrados:

El digitalizador y el ratón -prueba SI-3

Objetivo

Comprobar que el digitalizador adquiere y transfiere correctamente coordenadas de puntos respecto a un sistema de referencia prefijado.

Verificar el correcto funcionamiento del ratón como transmisor de coordenadas en pantalla.

Tolerancia

1 mm máximo en cualquier coordenada.

El digitalizador automático de placas -prueba SI-4

Objetivo

Comprobar el nivel de distorsión geométrica en la transferencia de imágenes al sistema de planificación. Transferencia de distancias, direcciones y escalas.

Tolerancia

Distorsión: 1 mm en todo el rango útil.

Resolución contraste: 2 lp/mm. Contraste: funcional. Ruido: funcional.

El trazador gráfico e impresora gráfica –prueba SI-5

Objetivo

Comprobar el comportamiento del sistema de planificación para presentar resultados gráficos en los dispositivos de salida gráfica. Evaluar el nivel de distorsión de los gráficos. Conformidad del sistema de coordenadas de referencia. Transferencia de distancias, direcciones y escalas.

Tolerancia

1 mm.

El monitor –prueba SI-6

Objetivo

Comprobar el funcionamiento del sistema de planificación para presentar en pantalla imágenes sin distorsión geométrica. Evaluar las características de resolución geométrica, contraste. Convergencia de diferentes colores e intensidades. Representación 3D fija y en movimiento.

Tolerancia

Funcional.

Deben distinguirse al menos 16 niveles de grises.

El sistema de unidades y sistema de referencia -prueba DM-13

Objetivo

Verificar que el software de planificación utiliza un sistema coherente de unidades y sistemas de referencia.

Tolerancia

Coincidencia.

Adquisición de datos anatómicos -pruebas DA-1 a DA-8

Funcionamiento de la base de datos (DA-1)

Objetivo

Verificar la capacidad del sistema de planificación para el almacenamiento de los datos relativos a cada paciente.

Tolerancia

Funcional.

Transferencia de datos TC y RM (DA-2)

Objetivo

Comprobar que la información que adquiere la TC y la RM de las estructuras y de los datos generales de paciente es trasmitida sin errores al sistema de planificación.

Tolerancia

Coincidencia.

Conversión de números CT a densidad electrónica (DA-3)

Objetivo

Evaluar el procedimiento y resultados de conversión de número *CT* en densidad electrónica.

Tolerancia

Coincidencia en la aceptación con la curva de calibración.

En control periódico la curva de calibración podrá variar. Se recomienda cambiar la curva de calibración si la densidad electrónica relativa al agua varía más de 0,1 en cualquier punto de la curva.

Herramientas de medida de longitud. Cálculo de volúmenes (DA-4)

Objetivo

Comprobar que las herramientas para la localización de coordenadas, medida de longitudes entre puntos y cálculo de volúmenes trabajan correctamente.

Tolerancia

En longitud 2 mm.

En volumen vendrá en función del espaciado de corte. Debe considerarse en la evaluación del nivel de acción la incertidumbre generada por el espaciado. En cada extremo en la dirección Z de la figura a reconstruir, se considerará la mitad del espaciado de corte, junto con los 2 mm asociada a la dirección transversal.

Definición de contornos externos y segmentación de estructuras anatómicas (DA-5)

Objetivo

Comprobar la exactitud del sistema para definir un contorno externo, bien por discriminación de niveles de umbral de número Hounsfield o de forma manual. Comprobar el nivel de exactitud en la segmentación de estructuras de acuerdo a la diferencia entre valores umbrales de dos estructuras adyacentes.

Tolerancia

2 mm.

Generación y manipulación de estructuras 2D reformateadas y 3D (DA-6)

Objetivo

Determinar el grado de correspondencia geométrica en contornos externos y estructuras internas cuando se generan planos sagitales, coronales y oblicuos a partir de planos axiales, *BEV* y reconstrucciones volumétricas de estructuras.

Tolerancia

2 mm en cualquier coordenada.

Fusión de imágenes (DA-7)

Objetivo

Evaluar la concordancia geométrica entre dos imágenes obtenidas por procedimientos diferentes y la transferencia de información de una a otra.

Tolerancia

2 mm *TC/MR* y 5 mm *TC/SPECT/PET*.

Herramientas de auto-margen (DA-8)

Objetivo

Evaluar las herramientas de definición de volúmenes de interés y la expansión automática de unos a otros.

Tolerancia

Coincidencia de áreas y volúmenes.

2.6.1.2. Desarrollo del CC del proceso

A la vista de estas pruebas, se podría establecer el realizarlas de forma independiente en el momento de la aceptación y puesta en marcha inicial del sistema, así como tras la modificación de alguno de los componentes de la cadena, y preparar un procedimiento global a realizar mensualmente que incluyera verificaciones equivalentes a las propuestas.

Maniquí

Para realizar las pruebas de transferencia de imágenes, medida de distancias, escalas, respuesta según densidad, etc. que necesiten de un maniquí, se propone el maniquí descrito en el Anexo correspondiente del protocolo, compuesto por un conjunto de cilindros de polietileno o similar de densidad próxima al agua con un diámetro de 200 mm y de diferentes alturas que al ser ensamblados produzcan un cilindro de altura total igual a la suma de las alturas de los cilindros incorporados.

En cada cilindro se dispone de huecos o insertos con formas y materiales diferentes y de composición conocida, apropiados para definir los resultados de todas y cada una de las pruebas que se proponen.

La razón de hacerlo en un material sólido es evitar tener que manipular con el llenado de agua y poder intercambiar diversos cilindros dependiendo de la experiencia.

Procedimiento inicial

Se han obtenido:

- Imágenes del maniquí de imagen (al menos cinco) con el escáner habitual de simulación (asegurándose que se obtiene información de las diferentes estructuras). Los parámetros de adquisición y reconstrucción deben se los usados en la práctica, y con dos espesores diferentes de corte.
- Imágenes del mismo maniquí pero girado, con otra técnica diagnóstica utilizada en rutina para fusión de imágenes en planificación.
- Los cortes impresos en placa fotográfica.

Se han enviado las imágenes al planificador por la vía usual (disco o red local).

- 1. Verificar orientación.
- 2. Contornear las estructuras del maniquí, con un zum amplio y con la ventana más adecuada a cada zona del maniquí con el objeto de que el contorneo sea lo mas preciso posible. Asignar a uno de los contornos la categoría de *CTV*.
- 3. Digitalizar una de las placas (si se utiliza el digitalizador de placas como vía de entrada) y contornear.
- 4. Introducir un contorno con el digitalizador (si se utiliza como vía de entrada).

Procedimientos específicos para completar todos y cada uno de los aspectos involucrados

P1. (SI-4 y DA-4) Funcionamiento del digitalizador automático de placas (Escáner) y transferencia de sus imágenes al planificador

Procedimiento

- 1. Ejecutar los procesos de ajuste y calibración recomendados por el fabricante.
- Explorar las placas fotográficas con las imágenes del maniquí de manera que todas las formas presentes en él estén incluidas en la imagen digitalizada.
- 3. Comprobar las distancias entre puntos para observar distorsiones espaciales y cambios de escala.
- Medir el valor de la señal en diferentes puntos de los patrones circulares, de forma que el valor relativo de densidades ópticas se mantiene constante.
- 5. Comprobar la transferencia de la posición relativa de varios cortes, los suficientes para reproducir la superficie de un cilindro.
- 6. Medir las coordenadas de puntos de las imágenes individuales y verificar la constancia de las coordenadas, así como las distancias entre puntos.

Sería conveniente repetir el proceso con otro formato de impresión de la placa.

Análisis de datos

Determinar:

- El diámetro de los círculos de diámetro mayor y menor en el primer corte.
- El diámetro de los círculos de diámetro mayor y menor en el último corte.
- El diámetro exterior del maniquí en dos ejes perpendiculares.
- Comparar con las dimensiones reales y analizar la ausencia de distorsiones.
- Representar gráficamente la señal del detector en función de la densidad óptica de los patrones y comprobar que es lineal.
- Valorar el nivel de ruido.
- Comprobar la posición relativa de la imagen o puntos de interés en la pantalla.

P2. (SI- 5) Funcionamiento del plóter e impresora gráfica

Procedimiento

Imprimir una imagen del maniquí cilíndrico a dos escalas diferentes.

Análisis de datos

Comprobar:

- Linealidad del sistema de coordenadas y su constancia con la dirección.
- Verificar los tamaños de las figuras (contornos) impresas.
- Comprobar la impresión de datos alfanuméricos.

P3. (SI-6) Desempeño del monitor

Procedimiento

Visualizar las imágenes del maniquí en el monitor. Comparar las imágenes en pantalla con las mismas obtenidas en placa o papel.

Análisis de datos

Valorar:

- La geometría de la imagen en la pantalla, y su dependencia con la posición.
- La posible distorsión geométrica.

P4. (DF-8) Sistema de unidades y sistemas de referencia

Procedimiento

- 1. Analizar en el planificador las imágenes del maniquí.
- 2. Comprobar que la dirección, sentido y escalas de los ejes de coordenadas se han transferido correctamente al sistema de coordenadas.
- Definir un haz rectangular, con el giro de colimador a 0º, y anotar que las dimensiones de los campos están bien orientadas de acuerdo al sistema de coordenadas.
- 4. Girar el colimador y verificar el sentido positivo de giro del mismo.
- 5. Girar el brazo y verificar el sentido positivo del giro.
- 6. Repetir 3, 4 y 5 con el mismo haz pero con una cuña. Comprobar que la orientación de la cuña está de acuerdo a la definición de la unidad de tratamiento.
- 7. Verificar 2, 3, 4, 5 y 6 en una imagen en 3D.
- 8. Dibujar un campo irregular y verificar que la posición adquirida concuerda con la del giro del colimador.
- 9. Obtener una *RDR* para diferentes posiciones del brazo y colimador y verificar que las orientaciones del sistema de coordenadas se mantienen.
- **10.** Imprimir el resultado de una distribución de dosis absorbida y comprobar que el sistema de coordenadas mantiene su definición.
- 11. Imprimir el resultado alfanumérico de las características del tratamiento y comprobar que las características de los puntos de calculo y las posiciones y giros de los elementos que definen el haz es correcta de acuerdo al sistema de coordenadas.

Repetir 1 y 2 con la geometría del paciente introducida a través del digitalizador y el escáner.

Análisis de datos

Anotar las discrepancias observadas.

P5. (DA-2) Transferencia de datos TC y RM

Como se ha comentado, los errores pueden producirse por razones:

- Intrínsecas: valor del número CT del pixel. Imágenes añadidas o perdidas. Geometría.
- Extrínsecas: datos generales del estudio. Posición del paciente con respecto a la mesa (Iz, Dch, A, P, pies, cabeza). Características de corte (posición, espesor, campo de visión, tamaño de la matriz).

En cada uno de estos sistemas debe comprobarse primero la transferencia de los datos y además la compatibilidad de formatos entre la *TC* y el sistema de planificación.

Deberá comprobarse:

- Datos generales (nombre, nº historia, etc.).
- Posición, espesor y campo de visión de cada corte. Tamaño de la matriz de adquisición.
- Geometría.
- Posición del paciente con respecto al movimiento de la mesa.

Procedimiento

Una vez asegurado que los protocolos y los soportes de transferencia de información son completamente compatibles.

- 1. Comprobar que las imágenes, una vez transferidas al planificador, se presentan en pantalla correctamente libres de giros. En caso de que el planificador utilice herramientas de orientación para girar o reflejar las imágenes en función de la orientación del paciente en la *TC*, asegurarse de que la orientación introducida es correcta.
- 2. Comparar los datos intrínsecos y extrínsecos con los tomados en la TC.
- 3. Verificar las dimensiones de las diferentes estructuras del maniquí y sus posiciones relativas.
- 4. Verificar las posiciones de cada uno de los cortes.

Análisis de datos

Anotar las diferencias existentes y evaluar el nivel de significación del error al utilizar las imágenes. Este puede afectar a los algoritmos de cálculo o simplemente a la información del paciente.

P6. (DA-3) Conversión números CT a densidad electrónica

Procedimiento

- 1. Mediante las utilidades del sistema de planificación se extraerá de cada zona del maniquí un nº *CT* medio y la densidad electrónica que les asigne.
- 2. Comparar nº *CT* con los determinados en la *TC*.

Análisis de datos

El resultado final engloba los defectos que pudieran tener escáner y planificador, por lo que deberán evaluarse las diferencias en densidad electrónica entre valores reales y calculados por el programa. Comprobar antes la correcta calibración del escáner.

Se pueden distinguir dos etapas:

- 1. La asignación de números *CT* no deberá variar entre las imágenes en la pantalla de la consola del escáner y las mismas en la pantalla del sistema así como la heterogeneidad que estas presenten.
- 2. Analizar lo que implica propiamente la transformación del número *CT* en su correspondiente densidad electrónica que ya es implícito a los datos y algoritmos del sistema de planificación.

De esta forma se estimarán diferencias entre los valores esperados y los obtenidos.

En función de los resultados podría decidirse modificar las tablas de conversión utilizadas por el programa (si es posible).

El cómo afectan las variaciones de este parámetro a la dosis absorbida depende fundamentalmente del algoritmo de cálculo utilizado.

P7. (DA-5) Definición de contornos externos y segmentación de estructuras anatómicas

Procedimiento

En los contornos obtenidos por los diferentes métodos:

- 1. Verificar dimensiones con dos ventanas de visualización.
- 2. Verificar la utilidad de segmentación automática en función de los centros y anchuras de ventana, seleccionando los adecuados para cada estructura. Verificar la independencia de los resultados con la ventana utilizada.
- 3. Estimar volúmenes en aquellas formas de fácil determinación.

Análisis de datos

Estimar diferencias entre los contornos y la región que se quiere contornear.

P8. (DA-6 y DA-9) Generación y manipulación de estructuras 2D y 3D reformateadas

Procedimiento

- 1. Reconstruir, a partir de las imágenes contorneadas, planos sagitales y coronales que pasen por las estructuras de interés.
- 2. Verificar la forma y dimensiones de las estructuras reconstruidas por medio del cursor y de las herramientas de medida y visualización.
- 3. Crear un haz y reconstruir un *BEV* a varios ángulos. Imprimir y comparar con el *BEV* teórico.
- Generar una reconstrucción volumétrica de todo el maniquí, verificar que las formas son correctas y que no se pierden detalles. Determinar y verificar volúmenes con diferentes espesores de corte.
- 5. Rotar y desplazar dicha reconstrucción verificando que estas se hacen sin problemas, sin perdidas de nitidez ni de detalle.
- Verificar las herramientas de visualización 3D. Zum, desplazamiento de imagen, transparencias, decapado y compartimentación tal como ofreció el fabricante.
- 7. Generar una reconstrucción de isodosis en planos sagitales y coronales y comprobar que se corresponden con lo que el sistema muestra en los cortes de *TC*.
- 8. Generar una reconstrucción de dosis absorbida en 3D, verificar que la forma se corresponde con lo mostrado en 2D.

Análisis de datos

Verificar correspondencia de datos en cada situación.

P9. (DA-7) Fusión de imágenes

Procedimiento

Ejecutar el programa de fusión de imágenes, de acuerdo a las especificaciones del fabricante, con los dos conjuntos de imágenes enviados al planificador (un maniquí girado respecto al otro).

Análisis de datos

Comprobar el nivel de concordancia en los valores de las coordenadas de diferentes puntos testigos seleccionados en ambos maniquíes (esquinas de la pirámide, por ej.).

P10. (DA-8) Herramientas de automargen

Procedimiento

- 1. Ejecutar la función automargen con valores conocidos (0,5,10,20 mm) con respecto al contorno determinado (*CTV*), de manera isótropa.
- 2. Anotar los valores de los tamaños dibujados mediante automargen y calcular el volumen de la nueva figura.
- 3. Repetir variando los valores de los márgenes seleccionados de manera anisótropa si el sistema de planificación lo permite.

Análisis de datos

Se comparan sucesivamente los volúmenes expandidos generados frente a sus valores teóricos correspondientes.

3. Referencias

- [1] AAPM (1995). *Radiation Treatment Planning dosimetry verification,* Report 55 from the AAPM Radiation therapy committee TG 23. Published by the American Institute of physics, New York.
- [2] AAPM (1998). Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, from the AAPM Radiation therapy committee TG 53. Fraass B., Doppke K., Hunt M., Kutcher G., Starkschall G., Stern R., Van Dyke. Med. Phys. 25: 1773-1829.
- [3] ESTRO (2004). Quality assurance of treatment planning systems- Practical examples for non-IMRT photons beams. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. Mijnheer B., Olszewska A. ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy booklet nº 7. Brussels.
- [4] IAEA (2004). Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series nº 430.
- [5] IAEA (2008). Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy. TECDOC-1583.
- [6] IPEMB (1996)."A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology. IPEM Report 68. (J.E. Shaw editor) IPEM, York, United Kingdom.
- [7] NCS (2004). Quality assurance of 3D treatment planning systems; practical guidelines for acceptance testing, commissioning and periodic quality control of radiation therapy treatment planning systems. The Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Delf, The Netherlands. (http://ncsdos.org/draft_ol.html).
- [8] REAL DECRETO 1566 (1998), por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Anexo II, tabla II.F.
- [9] SEFM (2005). Protocolo para el control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. Sociedad Española de Física Médica.
- [10] SSRFM (1999). Quality control of treatment planning systems for teletherapy. (SGSMP/SSRPM/SSRFM). Swiss Society for Radiotherapy and Medical Physics. Recommendations nº 7.
4. Bibliografía

- [1] AHNESJO A. (1999). *Dose calculation for external photon beams in radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 44: 99-115.
- [2] AIRD E.G., CONWAY J. (2002). *CT simulation for radiotherapy treatment planning*. Br. J. Radiolog. 75: 937-949.
- [3] ALAM R., IBBOTT G.S., POURANG R., NATH R. (1997). Application of AAPM Radiation Therapy Committee TG 23 test package for comparison of two treatment planning systems for photon external beam radiotherapy, Med. Phys. 24: 2043-2054.
- [4] BASRAN P.S., ANSBACHER W., FIELD G.C., MURRAY B.R. (1998). Evaluation of optimised compensators on a 3D planning system. Med. Phys. 25: 1837-1844.
- [5] BURMAN C., KUTCHER G., LYMAN J. (1991). *Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function*. IJORBP 21:123-25.
- [6] CRAIG T., BROCHU D., VAN DYCK J. (1999). A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 44, 995-966.
- [7] DICOM (1998). Digital Imaging and Communications in Medicine. National Electrical Manufactures Association (NEMA). DICOM PS3 (Set).
- [8] DING G. X., CYGLER J.E., ZHANG G. G., YU M. K. (1999). Evaluation of a three-dimensional electron beam treatment planning system. Med. Phys. 26: 2571-2580.
- [9] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY (ESTRO), (1995). *Practical guidelines for the implementation of a quality system in Radiotherapy*. Leer J.W., McKencie A., Scalliet P., Thwaites D.I., ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy booklet n°. 4. ESTRO: Brussels.
- [10] ELLIS F., HOLE E.J., OLIVER R. (1959). A compensator for variations in tissue thickness for high energy beams. Brit. J. Radiol. 32: 421-422.
- [11] EMAMI B., LYMAN J. (1991). Tolerance of normal tissues to therapeutic radiation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21: 109-22.
- [12] ENGELSMAN M., DAMEN E., WOKEN P. (2001). Impact of simple tissue in homogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. Rad. Oncol. 60: 299-309.
- [13] GALVIN J.M., SMITH A., LALLY B. (1993). Characterisation of a multileaf collimator system. Rad. Oncol. 25:181-192.

- [14] GALVIN J.M., SIMS C., DOMINIAK G., COOPER J.S. (1995). The use of digitally reconstructed radiographs for three-dimensional treatment planning and *CT*-simulation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31:935-942.
- [15] GIBBONS J.P., KHAN F.M. (1995). Calculation of dose in asymmetric photon fields. Med. Phys. 22:1451-1457.
- [16] HARMS W. (1998). A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. Med. Phys. 25: 1830-1837.
- [17] HEUKELOM S., HANSON J.H., MIJNHER B.J. (1990). Wedge factor constituents of high-energy photon beams: field size and depth dependence. Radiother. Oncol. 30: 66-73.
- [18] HOGSTROM K., MILLS M., ALMOND P. (1981). *Electron beam dose calculations*. Phys. Med. Biol. 26: 445-459.
- [19] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). (1976). *Determination of dose in a patient irradiated by beams of RX or gamma rays in radiotherapy procedures*. ICRU Report 24, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- [20] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). (1987). Use of computers in external beam procedures with high-energy photons and electrons. ICRU report 42, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- [21] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). (1997). *Radiotherapy equipment-Co-ordinates, movements, and scales*. IEC 61217. (Geneva. Switzerland).
- [22] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). (2000). *Medical electrical equipment- requirements for the safety of Radiotherapy*. IEC 62083. (Geneva. Switzerland).
- [23] JIANG S., AYYANGAR K.M. (1998). On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. Med. Phys. 25: 668-675.
- [24] JORDAN T.J., WILLIAMS P.C. (1994). *The design and performance characteristics of a multileaf collimator*. Phys. Med. Biol. 39:231-251.
- [25] KHAN F.M., LEVITT S.H., MOORE V.C., JONES T.K. (1973). Computer and approximation methods of calculating depth dose in irregularly shaped fields. Radiology 106:433.
- [26] KHAN F.M., FAIZ M. (1994). The Physics of Radiation Therapy. Williams Wilkins.
- [27] KIJEWSKI P. (1998). Network infrastructure: Hardware and Software. Imaging in Radiation Therapy. AAPM.

- [28] KLEIN E.E., LOW D.A., MEIGOONI A.S., PURDY J.A. (1993). Dosimetry for clinical implementation of dynamic wedge. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31: 583-592.
- [29] KNÖÖS T., CEBERG C., WEBER L., NILSSON P. (1994). *The dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system*. Phys. Med. Biol. 39:1609-1628.
- [30] LYMAN J.T. (1985). Complication probabilities as assessed from dose-volume histograms. Rad. Res. 104: 13-19.
- [31] MCGEE K.P., DAS I.J., SIMS C. (1995). *Evaluation of digitally reconstructed radiograph (DRRs) used for clinical radiotherapy: A phantom study*. Med. Phys. 22: 1815-1827.
- [32] MCNUTT T.R., MACKIE T.R., RECKWERDT P.J., PAPANIKOLAOU N. (1996). Calculation of portal dose images using the convolution/superposition method. Med. Phys. 23.
- [33] METCALFE P., KRONT., HOBAN P. (1997). *The Physics of Radiotherapy X-Rays from linear accelerators*. Medical Physics Publishing. Mad. Wisconsin.
- [34] MOHAN R. (1995). *Field Shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimator*. Sem. Rad. Onco. 5. 86-99.
- [35] MURRAY B., MCCLEAN B., FIELD C. (1995). *Output factor for fields defined by four independent collimators*. Med. Phys. 22: 285-290.
- [36] NCS (2000). Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. *Quality assurance of treatment planning systems*. NCS 2000.
- [37] NIEMIERKO A., GOITEIN M. (1991). Calculation of normal tissue complication probability and dose-volume histogram reduction schemes for tissues with a critical element architecture. Rad. Oncol. 20: 166-176.
- [38] NIEMIERKO A., GOITEIN M. (1993). *Implementation of a model for estimating tumour control probability for an in homogeneously irradiated tumour*. Radiother. Oncol. 29: 140-147.
- [39] OIEA (2000). Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. OIEA, VIENA, 2000 IAEA-TECDOC-1151.
- [40] RATHEE S., FALLONE B.G., ROBISON D. (2002). Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography. Med. Phys. 29:86-89.
- [41] ROMPIN S., ALLEN LI X., JAMES C.H.C., WEN-LIN H. (1999). Calculation of head scatter factors at isocentre or at centre of field for any arbitrary jaw setting. Med. Phys., 26: 506-511.

- [42] ROSENBERG I., CHU J.C., SAXENA V. (1995). Calculation of monitor units for a linear accelerator with asymmetric jaws. Med. Phys. 22: 55-61.
- [43] SAMUELSON A., HYÖDYNMAA S., JOHANSSON K.A. (1998). Dose Accuracy check of the 3D electron beam algorithm in a treatment planning system. Phys. Med. Biol. 43: 1529-1544.
- [44] SANCHEZ J., LOPEZ L. (2000). Redes. McGrawHill.
- [45] SANCHEZ-NIETO B., NAHUM A.E. (1999). *The delta-TCP method: a clinical useful measure of tumour control probability*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44: 369-380.
- [46] SCHNEIDER U., PEDRONI E., LOMAX A. (1996). The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 41:111-24.
- [47] SFPH (1992). Recomandations pour un programme d'assurance de qualité a radiothérapie externe. Bull Cancer/Radither. 79:53-76.
- [48] SHEROUSE G.W., NOVINS K., CHANEY E.L. (1990). Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 18:651-658.
- [49] SHIU A.S., TUNG S., HOGSTROM K.R., WONG J.W., GERBER R.L., HARMS W.B., PURDY J.A., TEN HAKEN R.K., MCSHAN D.L., FRAASS B.A. (1992). Verification data for electron beam dose algorithms. Med. Phys. 19: 623-36.
- [50] SIDDON R. (1981). Solution to treatment planning problems using coordinate transformations. Med. Phys. 8: 766-774.
- [51] STARSCHALL G. (1998). *Coordinate Systems in Radiation Oncology Imaging*, en Imaging in radiation therapy. AAPM. Editores Hazle J.D. y Boyer A. Monograph n° 24.
- [52] STERLING T.D., PERRY H., KATZ H. (1964). Automation of radiation treatment planning. Br. J. Radiol. 37: 544-550.
- [53] THOMAS S.J. (1999). *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning*. Br. J. Radiol. 72: 781-786.
- [54] VAN DYK J., BARNETT R., CYGLER J., SHRAGGE P. (1993). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 26: 261-273.

- [55] VAN DYK J., PUDRÍ J. (1999). *Clinical implementation of technology and the quality assurance process,* in "The modern technology for radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists" ed. By Van Dyck J., Chap. 2, pp 19-52, Medical Physics Publishing, Madison, Winsconsin, U.S.A.
- [56] VAN TVELD A.A., BRUINVIS I.A. (1995). Influence of shape on the accuracy of grid based volume computations. Med. Phys. 22: 1377-1385.
- [57] VENSELAAR J., WELLEWERD H., MIJNHEER B. (2001). Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Rad. Oncol. 60: 191-201.
- [58] VENSELAAR J., WELLEWERD H. (2001). Application of a test package in an inter-comparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. Rad. Oncol. 60: 203-213.
- [59] WEBB S., NAHUM A.E. (1993). A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. Phys. Med. Biol. 38: 653-666.
- [60] WEBB S. (1993). The Physics of conformal Radiotherapy. Advances in technology. IOP.
- [61] WILLIAMS J.R., THWAITES D.I. (EDITORS) (2000). *Radiotherapy Physics in Practice*, Oxford University Press, Oxford, United Kingdom.

Tema 12:

Técnicas especiales en radioterapia externa. Radioterapia conformada tridimensional, modulación de la intensidad, radiocirugía, irradiación corporal total, irradiación superficial corporal total. Nuevos desarrollos (Tomoterapia, CiberKnife, Hadrones)

Feliciano García Vicente

Técnicas especiales en radioterapia externa. Radioterapia conformada tridimensional, modulación de la intensidad, radiocirugía, irradiación corporal total, irradiación superficial corporal total. Nuevos desarrollos (Tomoterapia, CiberKnife, Hadrones)

> Feliciano García Vicente Hospital Universitario de La Princesa fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

1. Introducción

El objetivo de la radioterapia en el ámbito del tratamiento del cáncer es la esterilización de las células tumorales mediante el empleo de radiaciones ionizantes, manteniendo tan bajo como sea posible el nivel de dosis absorbida en los tejidos sanos adyacentes. El espectacular avance de la tecnología ha posibilitado la implantación de técnicas avanzadas en radioterapia que vienen a ayudar en la consecución de estos dos objetivos.

En primer lugar, la introducción de los sistemas de imagen médica multimodal asociados a planificadores con capacidades de reconstrucción tridimensional de imagen y cálculo de dosis absorbida, ha permitido la implantación de lo que se conoce como radioterapia conformada tridimensional (*RTC*-3D), cuyo objetivo básico es la mejora de la conformación de las distribuciones de dosis absorbida al volumen blanco con la consiguiente reducción de aquélla a los tejidos sanos adyacentes. Con el objeto de perfeccionar, aun más si cabe, esa conformación de dosis absorbida al tumor aparece en 1995 la llamada radioterapia por modulación de la intensidad (*IMRT*).

Previa y paralelamente, también se han venido realizando técnicas radioterápicas especiales, en el sentido de que la metodología y los procedimientos asociados a la aplicación de dichas técnicas son significativamente distintos de la radioterapia externa convencional. Entre ellos están, la irradiación corporal total (*TB1*) empleada como acondicionamiento previo al transplante de medula ósea, la irradiación superficial corporal total (*TSE1*) empleada fundamentalmente para tratamiento del linfoma cutáneo de células-*T*, llamado micosis fungoide o síndrome de Sezary, y la radiocirugía empleada como sustituto de la cirugía en procesos que involucran ablación o tratamiento de volúmenes cerebrales pequeños localizados en puntos de difícil abordaje quirúrgico.

El objetivo de este tema es la descripción general de las técnicas especiales en radioterapia, haciendo un recorrido general por los procedimientos que se emplean en la práctica diaria, con especial énfasis en los aspectos relativos a la planificación de tratamientos en cada una de esas técnicas. Recuérdese que una descripción general, bajo un punto de vista instrumental, de estas técnicas especiales se recoge en el tema 1, apartados 7 y 8 del volumen 3.

1.1. Evolución

Antes de la aparición del primer tomógrafo computarizado (TC) en 1972, el volumen a irradiar se estimaba a partir de proyecciones radiográficas planares. Con el paciente en posición de tratamiento se obtenían mediante un simulador convencional de rayos X, proyecciones de las diferentes puertas de entrada en las que a través de referencias anatómicas se definían los campos de radiación. Las puertas de entrada podían tener diferentes tamaños y orientaciones pero generalmente eran rectangulares, si bien se podían diseñar campos irregulares "conformados" protegiendo, mediante blogues estándar o específicos, zonas de especial interés. En esta época los tratamientos eran, en general, con unas pocas puertas de entrada (1-4), coplanares y con geometrías de campos paralelos y opuestos, antero-posteriores, campos en caja, tangenciales, etc, utilizando muy raramente incidencias no coplanares (con giro de mesa). Los cálculos se realizaban a mano o con sencillos programas implementados en microordenadores, básicamente a partir de mapas de isodosis estándar y de un contorno del paciente situado en el centro de los campos de radiación. Con estos sistemas, la aceptación de un plan de tratamiento se basaba en reglas sencillas y en la experiencia.

Parece claro que esta, digamos, "radioterapia clásica" tenia numerosas limitaciones, entre otras no existía información de cómo eran el tumor o los órganos críticos en tres dimensiones, al paciente se le consideraba dimensionalmente uniforme axialmente y no había información de heterogeneidades por lo que la planificación y el cálculo eran demasiado simplistas y sin posibilidad de una evaluación cuantitativa. Además, la sencillez en la geometría de los campos de radiación implicaba volúmenes de irradiación en general poco optimizados. Todas estas limitaciones vienen en parte motivadas por la no existencia de las tecnologías adecuadas como las imágenes tomográficas, la resonancia magnética, ordenadores demasiado lentos y máquinas de irradiación con muchas limitaciones geométricas.

En 1972 una de las limitaciones desaparece con la aparición comercial del *TC* y la rápida adaptación a los sistemas de planificación computarizados pero aún con la limitación de velocidad de procesado por lo que el diseño de tratamientos sigue siendo bidimensional. Posteriormente, cuando los ordenadores se hacen lo suficientemente potentes como para procesar rápidamente la gran cantidad de información que supone el manejo de información anatómica tridimensional aparecen todas las herramientas necesarias para el comienzo de la radioterapia conformada tridimensional (*RTC*-3D). Ahora ya, sí es posible el diseño de tratamientos en base a información tridimensional basada en *TC*.

La delimitación de volúmenes blanco y órganos críticos basados en imagen médica multimodal (*TC*, *MRI*, *MRSI*, *SPECT*, *PET*,...) permiten una adecuación de los campos de tratamiento a las diferentes morfologías de volúmenes blanco y órganos de riesgo, pudiendo conseguirse un gran avance en cuanto a la adecuación de la dosis absorbida a las zonas a tratar, protegiendo órganos críticos y posibilitando así los protocolos de intensificación de dosis absorbida y con el soporte de numerosas herramientas de análisis cuantitativo de los tratamientos como los histogramas dosis-volumen (*HDV*). Asimismo, los algoritmos de cálculo mejoran en el sentido de realizar cálculos tridimensionales mucho más exactos.

En paralelo, las máquinas de irradiación evolucionan incorporando sistemas como los colimadores multilámina (*MLC*), sistemas de imagen portal en tiempo real (portal visión) y los sistemas de registro y verificación que permiten la realización segura y eficiente de los tratamientos diseñados.

Posteriormente, ya en los años 90 aparecen los primeros sistemas de modulación de intensidad (*IMRT*) basados en colimadores especiales para tratamientos de cabeza y después en *MLC* estándar. Ambos permiten la aplicación de los tratamientos diseñados por los llamados planificadores inversos que calculan mediante algoritmos de optimización la "mejor" forma de adecuar las distribuciones de dosis absorbida a los volúmenes blanco, evitando al máximo los órganos de riesgo.

Más recientemente aparece la unidad de tomoterapia, que integra imagen tomográfica y tratamiento tomoterápico de *IMRT*, los sistemas de radioterapia guiada por la imagen (*IGRT*), los sistemas que integran el movimiento del volumen blanco en el tratamiento, un equipo que monta un acelerador sobre un brazo robotizado y los modernos sistemas de irradiación con protones (*IMPT*) basados en máquinas isocéntricas con tecnología de barrido posibilitando la llamada modulación de intensidad con terapia de protones que logra unas conformaciones de dosis absorbida aún más ajustadas.

2. Radioterapia conformada tridimensional. Tecnología y procedimientos

La radioterapia conformada tridimensional (*RTC*-3D), es un tratamiento de radioterapia en el cual las zonas de altas dosis absorbida se adaptan a la forma tridimensional del volumen blanco, evitando en la mayor medida posible los órganos de riesgo con el objetivo de lograr una mejora del índice terapéutico (control/morbilidad). Esto se logra, bien incrementando la dosis absorbida en el volumen blanco con el objetivo de aumentar el control local de la enfermedad, bien reduciendo la morbilidad debida a la irradiación de los órganos de riesgo o de forma más general aumentando la dosis absorbida con una mejora significativa del control, manteniendo un nivel de complicaciones aceptable.

Un procedimiento de *RTC*-3D conlleva la realización de una serie de procedimientos que comienzan con la adquisición multimodal de información anatómica del paciente en unas condiciones geométricas adecuadas, continúa con la delimitación de volúmenes de interés, prescripción de la dosis absorbida al tumor y limitaciones a órganos de riesgo, diseño y cálculo tridimensional de los campos de radiación, análisis y evaluación del plan, verificación geométrica y por último el tratamiento.

2.1. Adquisición de datos del paciente

La *RTC*-3D está basada en información volumétrica del paciente procedente básicamente de imágenes de tomografía computarizada (*TC*). Típicamente estas imágenes son adquiridas en planos transversos con separaciones de 3 a 10 mm con una región de adquisición protocolizada que tiene en cuenta la zona prevista de irradiación, localización de órganos de riesgo, diseño no coplanar de tratamiento y margen para el cálculo de radiación dispersa.

Asimismo, la información anatómica del paciente puede no estar limitada a información de *TC* sino que puede complementarse con otras modalidades como imagen de resonancia magnética (*RM*) anatómica ó funcional, tomografía por emisión de positrones (*PET*) o tomografía computarizada por emisión de fotón único (*SPECT*), todo ello dirigido a una mejor localización de la zona tumoral. Toda esta información puede ser combinada con los programas de fusión de imagen a partir de los cuales una estructura delimitada en una de ellas puede ser automáticamente transportada a cualquiera de las otras.

Para lograr que la representación "virtual" del paciente refleje lo más fielmente posible al paciente "real" en las condiciones de tratamiento, estas imágenes han de ser adquiridas en las mismas condiciones geométricas y anatómicas en las que el paciente va a ser tratado y con unos requerimientos mínimos de alineación, inmovilización y fijación.

La alineación se realiza generalmente mediante un sistema de 3 láseres y el empleo de marcadores fijos en la superficie del paciente. La inmovilización se suele hacer mediante máscaras o mantas termoplásticas, colchones de vacío, moldes de espumas de poliuretano y todo un variado conjunto de sistemas de fijación para conseguir que la incertidumbre de colocación y reposicionamiento sea la menor posible.

Hay que tener en cuenta que una de las bases en las que se apoya la *RTC*-3D es la reducción del tamaño de los campos de tratamiento tanto por un mejor conocimiento de las localizaciones tumorales, como por una mejora en las condiciones de reproducibilidad de posicionamiento durante cada sesión de tratamiento y de una sesión a otra.

En esta línea, los últimos avances pasan por guiado por infrarrojos, transpondedores de radiofrecuencia, sistemas de correlación de imagen de video, "gatting", sistemas de estereotaxia de cuerpo completo y por último sistemas de imagen proyectiva o tomográfica emplazados directamente en la sala de tratamiento como elementos externos o bien integrados en la máquina de irradiación, los cuales combinados con la ultima tecnología en detectores planos de silicio amorfo permiten recolocar al paciente o los campos de radiación de acuerdo, no solo a referencias externas o a placas de comprobación, sino a reconstrucciones tridimensionales en tiempo real; lo que se ha venido en llamar radioterapia guiada por imagen (*IGRT*).

2.2. Definición de estructuras: volúmenes blanco y órganos de riesgo (*OR*)

La definición de estructuras de tejido sano es un requerimiento básico en todo programa de *RTC*-3D. La delineación de estas estructuras es el primer paso para la posterior optimización de la planificación tridimensional (*RTC*-3D), en el sentido de proteger al máximo los órganos de riesgo implicados, además de para poder calcular las estadísticas de dosis-volumen (cuanta dosis absorbida a cuanto volumen) asociadas a cada órgano con el fin de evaluar cuantitativamente el plan.

La delineación de estas estructuras es un proceso, dado el gran número de imágenes asociadas, que debe automatizarse lo más posible. Existen algoritmos que permiten la extracción automática de contornos a partir de imágenes de *TC*. El sistema de detección de bordes basado en umbrales de números Hounsfield es quizá el más empleado. Estos algoritmos trabajan razonablemente bien en estructuras con grandes diferencias de densidad, como por ejemplo pulmón o hueso respecto a tejido muscular pero no sirven para delimitar otro tipo de estructuras como hígado, riñones, etc. Para este tipo

de estructuras existen otro tipo de algoritmos de segmentación automática basados en crecimiento a partir de un volumen semilla, que en función del grado de diferenciación en su entorno, funcionan con mayor o menor éxito. Recientemente, se han desarrollado sistemas automáticos basados en Atlas y en registro deformable, aunque en general y pese al enorme desarrollo de los sistemas de segmentación automática, la labor de delimitación de estructuras requiere siempre la intervención de un operador.

La delimitación de volúmenes blanco es un paso importante ya que la radioterapia 3D esta basada en la representación tridimensional del volumen blanco. Las definiciones de los distintos volúmenes blanco están basadas en las convenciones de la ICRU, volumen blanco macroscópico (Gross Tumor Volume *GTV*), volumen blanco clínico (*CTV*) y volumen blanco de planificación (*PTV*). Ahora, la delimitación de volumen tumoral o de las puertas de entrada ya no se hace únicamente respecto a estructuras óseas. En *RTC*-3D, la delimitación del volumen blanco se realiza a partir de imagen médica multimodal, básicamente imágenes *TC* con apoyo de *MR*, *PET* o *SPECT*, directamente sobre las imágenes con ayuda de herramientas de manipulación como el zum digital, la variación de contraste y brillo, la reconstrucción y visión simultanea de cortes transversales, sagitales y coronales, y herramientas de interpolación y automargen asimétrico tridimensional usado a veces para generar el *PTV* a través de la expansión del *CTV*.

Todas las estructuras delimitadas corte a corte, son luego reconstruidas tanto para representación tridimensional como para los cálculos estadísticos de histogramas dosis-volumen (*HDV*).

2.3. Prescripción de dosis absorbida al volumen blanco y limitaciones a *OR*

En este paso se indica cuanta dosis absorbida y con que fraccionamiento se desea administrar al volumen blanco y con que limitaciones a *OR*. Dado que no es posible administrar exactamente la misma cantidad de radiación a todos los puntos del volumen, existen criterios de homogeneidad al volumen. Por ejemplo, la prescripción puede ser 99% de volumen mayor que una dosis absorbida dada, o 99% de volumen entre el 95% y el 107% de una dosis absorbida dada, etc.

También los límites de tolerancia a órganos de riesgo suelen ser definidos de forma volumétrica. Por ejemplo, que no más de un 25% de pared rectal reciba más de 72 Gy y que además no más de un 40% más de 60 Gy o que no más de 5 cm de médula reciba más de 47 Gy, etc.

Estas indicaciones serán luego la base de la evaluación de la planificación del tratamiento.

2.4. Diseño y cálculo de los campos de tratamiento

Una vez que se conoce "qué queremos tratar, cuanto y con que limitaciones" necesitamos averiguar el "cómo".

Ahora, la planificación de los campos de tratamiento se realiza en base a los volúmenes blanco y órganos de riesgo con la ayuda de lo que se conoce como planificador de tratamientos de radioterapia o sistema de planificación computarizada (*SPC*) que para poder responder a las necesidades de la *RTC*-3D debe de tener una serie de características mínimas, en general relacionadas con el carácter tridimensional de la definición del paciente, el cálculo y el análisis volumétrico, que lo convierten en unos de los ejes de cualquier programa de *RTC*-3D.

El planificador tridimensional de radioterapia dispone ahora de numerosas herramientas de entrada y edición de campos de radiación. Dentro de éstas destaca por su utilidad el llamado "Beam´s Eye View" (*BEV*). El *BEV* se genera seleccionando una orientación de haz de radiación y proyectando las coordenadas de los puntos que definen los contornos del paciente, volúmenes blanco y estructuras, en el sistema de coordenadas definido por el haz. De forma más coloquial es lo que veríamos si mirásemos desde el foco del haz y pudiésemos "ver a través del cuerpo" las estructuras que han sido trazadas.

En planificación tridimensional el *BEV* se utiliza habitualmente para el diseño de los campos de irradiación, protegiendo todo lo que no es necesario irradiar y en especial los órganos de riesgo.

Otra de las herramientas más importantes de las que disponen los modernos *SPC*-3D son las radiografías reconstruidas digitalmente (*DRR*). Las *DRR* se calculan por trazado de rayos desde el foco a un plano de imagen perpendicular al eje central del haz de radiación a una distancia foco-plano prefijada. La transmisión de los rayos X simulados, se calcula a través de la reconstrucción tridimensional de los cortes de *TC* y representada como *DRR*. La *DRR* es como una placa radiográfica obtenida con un simulador convencional pero con algunas ventajas. En la *DRR* se pueden visualizar todo tipo de estructuras superponiendo el *BEV* a la *DRR*, además se puede hacer cualquier tipo de geometría sin las limitaciones mecánicas del simulador convencional y por último y no menos importante, no es necesaria la presencia del paciente. El uso de las *DRR* en lugar de placas convencionales a menudo se denomina "simulación virtual" o "simulación *TC*", por lo que también se denomina simulador virtual al conjunto del tomógrafo computarizado y software de simulación. Son numerosas las unidades de radioterapia que ya cuentan con este tipo de equipos.

En la figura 1 se muestra una *DRR* y un *BEV* de un campo lateral en una planificación de cáncer de próstata, donde se muestra el volumen blanco y los órganos de riesgo (recto y vejiga).



Figura 1

2.5. Cálculo de dosis absorbida

En planificación computarizada tridimensional, el cálculo de dosis absorbida es el proceso por el cual se obtienen las distribuciones volumétricas de la dosis absorbida.

Antes de que un sistema se pueda utilizar para uso clínico se debe realizar un modelado de las unidades de tratamiento que queramos tener disponibles. A grandes rasgos incluye definiciones geométricas de la unidad y modelado de cada una de las energías disponibles. Para esto, es necesario disponer de un conjunto completo de medidas dosimétricas de los haces de radiación. Los datos requeridos dependen del algoritmo particular de cálculo, pero en general pueden dividirse en dos tipos, los planificadores que trabajan en base a medidas experimentales y los que trabajan utilizando modelos físicos. Dentro de estos últimos destacan los algoritmos de convolución/superposición que representan la antesala de los algoritmos de Monte Carlo en los que se simulan los procesos básicos de interacción de la radiación con la materia. Una vez que se ha modelado cada energía, los resultados han de ser validados contrastándolos con los datos experimentales.

Los sistemas de planificación 3D deben implementar todos los modernos elementos que se usen en la práctica para modificar un haz de radiación. Entre otros, están las cuñas virtuales, campos asimétricos o colimadores multilámina (*MLC*). Asimismo, deben implementar algoritmos completamente tridimensionales, deben considerar todas las estructuras y en particular las heterogeneidades tisulares (pulmón, hueso, etc.) como 3D.

La exactitud en el cálculo de dosis absorbida depende como es lógico de la complejidad de los campos de radiación y de la zona irradiada. El estado del arte actual de los planificadores nos da alrededor de un 3% de desviación, aunque como es lógico depende de las condiciones particulares del tratamiento.

2.6. Análisis, evaluación y documentación del plan de tratamiento

La planificación tridimensional también presenta un nuevo reto en cuanto a análisis y evaluación. Tradicionalmente, cuando únicamente se disponía de información dosimétrica bidimensional, los planes se evaluaban visualmente. Si la distribución de dosis absorbida no era aceptable, los parámetros de los haces de radiación se modificaban y la distribución de dosis absorbida era recalculada. Los cálculos y representaciones de distribuciones de dosis absorbida se realizaban casi en tiempo real por lo que la optimización era por ensayo y error.

Con la posibilidad de cálculo y representación tridimensional, la cantidad de información a analizar aumenta de una forma muy significativa. Ahora, junto con la visualización de distribuciones de dosis absorbida en los cortes de *TC*, también se presentan como muy útiles las reconstrucciones en planos transversales, coronales y oblicuos que de forma combinada dan una idea cualitativa de la bondad del plan.

Sin embargo, debido a la gran cantidad de información que se maneja, parece claro que se necesitan nuevas herramientas de evaluación desde un punto de vista cuantitativo y estadístico. Una representación muy frecuente es la de los llamados histogramas dosis-volumen (*HDV*). Los *HDV* son gráficos que representan la fracción de una estructura que recibe al menos una dosis absorbida determinada frente a la dosis absorbida especificada.

Estos *HDV* constituyen una herramienta muy útil para determinar la aceptabilidad de una planificación y comparar unas con otras, aunque adolecen del defecto de no mostrar donde puede haber un problema en un plan. No dicen donde puede haber zonas de sobre o infradosificación por lo que suele ser necesaria la combinación del análisis de las distribuciones de dosis absorbida en los cortes *TC* junto con los *HDV*.

Aun disponiendo de todos estos datos, es a veces muy difícil comparar dos planes de tratamiento debido al gran número de variables implicadas. Sería deseable disponer de una figura de mérito para evaluar planes que de alguna forma resumiera toda la información en un número. Así, aparecen por ejemplo las figuras de mérito de probabilidad de control tumoral (*TCP*) y de probabilidad de complicaciones en tejido sano (*NTCP*). Los resultados de estos modelos vistos de forma absoluta han intentado ser correlacionados en algunos estudios clínicos con resultados no del todo satisfactorios, sin duda por la simplicidad de

los modelos y por la falta de buenos datos para los parámetros experimentales. Aun así, parece creencia general que en un futuro próximo la optimización en planificación estará basada tanto en parámetros físicos como biológicos.

Una vez que el plan se ha aceptado, es necesario documentarlo no sólo en cuanto a información clínica sino también para la comunicación con el operador que va a administrar diariamente el tratamiento. Debido a la gran cantidad de información que un plan 3D genera y a la complejidad de muchos tratamientos, es necesario disponer de procedimientos que minimicen la posibilidad de errores tanto en cuanto a parámetros de haces como en documentación gráfica del plan.

En esta línea aparecen los sistemas conectados en red a través de los cuales los datos se envían desde, por ejemplo, el planificador al acelerador o al simulador. Entre ellos los más extendidos son los sistemas de registro y verificación que gobiernan la adecuada transferencia de datos entre planificador y acelerador.

2.7. Verificación y tratamiento

La realización diaria del tratamiento de radioterapia, con las menores incertidumbres geométricas y dosimétricas posibles, es uno de los mayores retos de la moderna radioterapia. Una vez conocidos todos los parámetros de la irradiación, es necesaria una comprobación geométrica en la unidad de tratamiento a través de placas portales convencionales o sistemas integrados de imagen portal digital, los llamados sistemas de "portal vision". Esta comprobación se realiza colocando al paciente en la posición de tratamiento, tal como estaba planificado, y colocando cada campo de irradiación según el diseño realizado. Utilizando unos pocos cGy se obtiene una imagen de la proyección planar del campo de radiación cuando atraviesa al paciente. Esta imagen se compara con la *DRR* teórica y así se comprueba que el tratamiento es correcto.

Esta prueba, en general, no sólo se hace el primer día de la puesta en tratamiento sino que en función de la complejidad, se repite de forma periódica. Dada la carga de trabajo que esto ocasiona, los sistemas tienden a funcionar de una forma más eficiente, integrando los sistemas "portal vision" en red. Por otra parte, han evolucionado en los últimos años desde los primeros basados en matrices de cámaras de ionización hasta los últimos sistemas de alta eficiencia y resolución basados en tecnología de silicio amorfo.

Estos sistemas se pueden usar también, previa calibración, para la verificación dosimétrica del plan de tratamiento.

Además, los modernos aceleradores disponen de elementos que tienden a aumentar la precisión y la eficiencia en los tratamientos como son los colimadores multilámina (*MLC*) de alta resolución, las cuñas dinámicas y los sistemas de autosecuenciación de campos.

3. Radioterapia por modulación de la intensidad (*IMRT*)

La *IMRT* es uno de los avances tecnológicos más importantes en el campo de la radioterapia. El objetivo es el mismo que en la *RTC*-3D; de hecho, tal como iremos viendo, la *IMRT* no es más que una forma avanzada de *RTC*-3D.

3.1. Generalidades

Existen multitud de posibles definiciones de la *IMRT*. Quizá una de las más cortas y a la vez más completas sea la siguiente (H. Amols):

La radioterapia por modulación de intensidad es una forma avanzada de radioterapia conformada tridimensional basada en imagen que utiliza intensidades variables de haz calculadas por un sistema computarizado de optimización.

En efecto, la *IMRT* es radioterapia conformada tridimensional. En esencia ese es su objetivo y la expectación que ha suscitado es básicamente debido a que es altamente conformada en sentido amplio. No solo se conforman lesiones con morfologías sencillas, sino que con esta herramienta se hacen posibles altos grados de conformación incluso en localizaciones extremas. Además, está basada en imagen ya que todo el proceso de planificación se basa en volúmenes blanco y órganos de riesgo dibujados a partir de *TC*, *RMN*, *PET*, *SPECT* e incluso sistemas avanzados de fusión de resonancia funcional o *PET* para diseño de lo que se ha llamado volumen blanco biológico (*BTV*). La diferencia básica es que utiliza intensidades variables dentro de cada haz con una resolución limitada básicamente por las dimensiones físicas del sistema de colimación y estas intensidades están calculadas por un sistema computarizado de optimización automática, que recibe la denominación de planificador inverso.

Por lo tanto y debido a su capacidad intrínseca de conformación dosimétrica, la *IMRT* será útil para:

- Incrementar la dosis absorbida en el volumen tumoral.
- Disminuir la dosis absorbida de los órganos de riesgo.

La primera potencialidad viene condicionada por la segunda: al irradiar menos los órganos de riesgo es posible aumentar de forma segura la dosis absorbida en aquellos tumores en los que la intensificación de dosis absorbida sea útil para aumentar el control local. En segundo lugar y no menos importante, al irradiar menos los órganos críticos se consigue un descenso de las tasas de morbilidad asociadas a la radioterapia.

3.2. Procedimientos

En el procedimiento radioterápico existen muchas similitudes con la *RTC*-3D por lo que solo nos detendremos en los aspectos completamente nuevos:

- Planificación inversa. Planificación directa.
- Tratamiento con campos modulados.

3.2.1. Planificación inversa

En *RTC*-3D clásica las posibles variables de una configuración de campos de tratamiento ya era bastante amplia. Se podían cambiar conformaciones, angulaciones, energías, giros de mesa, contribuciones de dosis absorbida por cada campo, cuñas, etc. Ahora además, podemos variar la fluencia dentro del campo y no solo de manera uniforme con el empleo de cuñas físicas o virtuales sino casi de cualquier forma.

Con tan enorme número de grados de libertad se hace casi imprescindible el desarrollo de sistemas de optimización en sentido amplio y digo en sentido amplio, porque ya en los sistemas de planificación tridimensional convencional existían programas de optimización de contribuciones de cuñas o de campos abiertos o incluso de orientaciones basados, en general, en algoritmos de programación lineal.

Con *IMRT* el concepto es diferente, ahora se optimizan las distribuciones de fluencia de cada haz de radiación implicado en el plan.

La optimización se realiza en base a los objetivos que hemos prescrito para el plan, con especificaciones dosis-volumen tanto en volumen blanco como en órganos de riesgo. Esto es, al sistema se le dice lo que se quiere obtener y el sistema busca la *mejor* forma de lograrlo. En algunos sistemas ya es posible seleccionar el tipo de función de costo, posibilitando la optimización biológica de la que ya hemos apuntado algo anteriormente.

Existen multitud de algoritmos de optimización pero básicamente se pueden dividir en dos tipos: los deterministas y los aleatorios. Como ejemplo de determinista, describiré el empleado por el planificador inverso llamado Helios integrado en el planificador Eclipse (Varian, EEUU) que está basado en el desarrollo del *Memorial Sloan Kettering Cancer Center*, y como ejemplo de aleatorio, el empleado por el planificador inverso de Peackock (Nomos, EEUU). • El algoritmo llamado "simulated annealing" (Webb 1989) es el empleado por Peackock y su objetivo es localizar el mínimo global de una función de costo a través de variaciones aleatorias en los pesos de cada elemento del haz (bixel). El sistema acepta tanto cambios positivos en la variación de la función objetivo como cambios negativos siempre con probabilidad $\exp(-\Delta C(n))/kT$) donde $\Delta C(n)$ es la variación de la función objetivo, k es la constante de Boltzman y T la temperatura. De esta forma, el algoritmo puede escapar de un mínimo local con probabilidad exponencialmente decreciente en función de su altura y creciente en función de la ganancia en la función de costo. De esta forma, tras muchas iteraciones, comenzando con alta *temperatura* y *enfriando* lentamente el sistema converge a la solución.

La función de costo que utiliza Peackock Plan (Webb y Deasy) es de la forma:

$$C(n) = W(ptv) \sum_{j \in ptv} (D_j(n) - D_j^p)^2 + \sum_{OR} \left[I(Or_0) * \sum_{j \in OR} (D_j(n) - D_j^p)^2 \right]$$

donde W(ptv) es el factor de importancia para el PTV, $D_j(n)$ es la dosis absorbida calculada en el vóxel j en la iteración n, D_j^p es el objetivo de dosis absorbida para el vóxel j tanto para PTV como para órganos de riesgo OR, $I(or_0)$ son los factores de importancia para las limitaciones de dosis absorbida en el órgano crítico 0.

La potencia de este algoritmo radica en que se puede elegir casi cualquier función de costo incluyendo lo que Oldham y Webb llaman resto del cuerpo "rest of body" como elemento de optimización. Asimismo, se pueden emplear parámetros biológicos como *TCP*, *NTCP* y *EUD*.

 El algoritmo desarrollado en el MSKCC parte de una retroproyección filtrada "filtered back projection" (Bortfeld y cols. 1990; Chui y cols. 1994) limitada al volumen blanco. Las fluencias calculadas se varían de forma iterativa teniendo en consideración la dosis absorbida de tolerancia a órganos críticos con una función de costo similar a la empleada por NOMOS. La potencia de este sistema es su rapidez y la garantía de encontrar un mínimo. Quizá el mayor de los inconvenientes es la posibilidad de caer en mínimos locales.

3.2.2. Planificación directa

Aunque en sus comienzos parecía claro que un procedimiento de *IMRT* debería estar basado en una optimización automática a partir de una planificación inversa, actualmente se ha mostrado (Arrans y cols. 2003) que en algunos casos anatómicamente benignos, la planificación inversa es equivalente

en cuanto a distribución de dosis absorbida a la llamada planificación directa en la cual el usuario prefija una serie de segmentos (subcampos de radiación) basados en álgebra de Boole de los volúmenes de interés y un programa de optimización (interno o externo) que calcula las mejores contribuciones de cada segmento. De esta forma, se minimiza el tiempo de tratamiento, las unidades monitor y las necesidades de control de calidad.

3.2.3. Cálculo final de dosis absorbida

En esencia, el cálculo final de dosis absorbida se realiza de forma similar al de radioterapia conformada convencional sustituyendo la fluencia del campo sin modular por la del campo modulado. Los algoritmos base de cálculo son del tipo convolución-superposición o "pencil beam" en los que el cambio de la fluencia de campo sin modular a campo modulado se realiza en las integrales donde se convoluciona la fluencia con los núcleos puntuales de deposición de energía o con los núcleos "pencil beam". En estos sistemas, es de vital importancia verificar algunos aspectos nuevos relacionados con el *MLC* (fuga, efecto de machihembrado, borde redondeado de lámina) y con la utilización de segmentos de radiación de pequeño tamaño para los que el planificador convencional puede no estar ni convenientemente diseñado, ni adecuadamente configurado ni por supuesto suficientemente validado.

Para evitar este tipo de problemas existen ya sistemas comerciales o sistemas creados por algunos centros que utilizan *MC* para el cálculo y control de calidad en *IMRT*.

3.2.4. Generación de campos modulados

Un haz de radiación generado para *IMRT* se puede tratar como si consistiese en un gran conjunto de haces más pequeños controlados individualmente. Estos haces pueden ser generados directamente por el acelerador o usando algún sistema que module el haz generado por el acelerador. Los compensadores físicos son una posibilidad, la otra, la generación de haces modulados mediante un sistema computarizado de colimación. Estos últimos se dividen en general en dos tipos: binarios y variables. Asimismo, los tratamientos se pueden programar a partir de campos estáticos o bien a partir de arcos. Vamos a pasar a describir someramente el funcionamiento de estos sistemas:

- 1. El colimador MIMiC como parte del sistema Peackock como ejemplo de un modulador temporal binario y
- 2. Un modulador variable espacial en las tres modalidades: segmentada "step and shoot", dinámica "sliding window", y modulación volumétrica en arco, VMAT.

1) Modulador binario temporal

El colimador MIMiC como parte del sistema Peackock de modulación de intensidad es un ejemplo de modulador binario temporal¹. Consta de dos bancos opuestos cada uno compuesto de 20 hojas binarias "switches" de 8 cm de espesor de tungsteno activados por un sistema neumático. Cada lámina puede estar o totalmente abierta o totalmente cerrada y genera una apertura nominal en isocentro de 1 cm x 1 cm o 1 cm x 2 cm dependiendo del usuario, lo cual genera un área máxima de irradiación posible de 4 cm x 20 cm. Por lo tanto, sin mover la mesa podemos tratar rodajas de 4 cm de espesor utilizando el giro de brazo. Volúmenes mayores requieren movimiento de mesa.

Cada lámina puede abrirse o cerrarse en 100 a 150 ms actualizándose posiciones cada 0,25° según fichero de tratamiento. Estos arcos se modelan como un conjunto de haces estáticos separados cada 5° de forma continua, abarcando bien hasta 270° o hasta 360° con variaciones de intensidad del orden del 10% para cada elemento de haz, de tal forma que teniendo en cuenta el número de hojas tenemos 10¹³ posibles configuraciones lo cual da una idea del grado de versatilidad del sistema.

2) Moduladores variables

El ejemplo más claro de este tipo de moduladores es el colimador multilámina (*MLC*) habitual. Las tres tecnologías más extendidas de modular el haz con un *MLC* son: campos estáticos superpuestos "step and shoot", campos dinámicos con ventana "gap" variable "sliding window", y modulación volumétrica en arco, *VMAT*.

Campos estáticos superpuestos

En esta modalidad la modulación se produce mediante la superposición de múltiples campos estáticos para cada orientación fija de brazo. El número de campos depende de lo complejo del perfil de fluencia. Cuanto más picos y valles tenga el perfil, mayor será el número de campos necesario. Asimismo, estos sistemas tienen una resolución definida (1%, 10%) de tal forma que saltos más pequeños no son considerados por el sistema.

En consecuencia, en la práctica aparece una degradación del perfil deseado debido a la discretización inherente en cuanto a campos. Las ventajas de este sistema son de dos tipos: la primera es la posibilidad de control por el sistema de registro y verificación de la posición real de *MLC* en cada subcampo con el haz apagado de tal forma que hasta que el campo no esté colocado dentro de tolerancia la máquina no dispara. Esto sin duda facilita el control de

¹ Este tipo de modulador también es uno de los elementos básicos de la máquina de tomoterapia. Debido a sus peculiaridades, esta máquina se tratará en el punto 7 de este tema.

calidad y la confianza en el sistema. La segunda es que el tratamiento y el control de calidad no dependen de parámetros dinámicos del *MLC* y en general el sistema es más eficiente que el dinámico en cuanto al empleo de UM.

Como inconvenientes el autor destacaría la degradación que en la práctica se produce de los perfiles de fluencia lo cual puede conducir en situaciones que requieren alta modulación a un empeoramiento de los histogramas dosis-volumen. Si aumentamos la resolución tendremos campos muy pequeños y de muy pocas UM con lo que tendríamos que considerar efectos de estabilidad de haz. Además, el proceso de tratamiento es en general más lento que en el caso dinámico cuando el número de segmentos es apreciable.

• Campos dinámicos con ventana "gap" variable

En esta variante el *MLC* está en movimiento continuo durante la irradiación para cada posición fija de brazo. Cada par de láminas enfrentadas se mueven en una dirección desde un extremo del campo abriéndose más o menos en función de la posición de barrido hasta que llegan al lado opuesto del campo, donde al final todas quedan cerradas. Se pasa al siguiente campo, gira el brazo, se coloca en posición, se chequea y el operador vuelve a oprimir irradiación. De esta forma, variando la apertura y el tiempo en que cada "gap" permanece abierto es posible irradiar en forma variable cualquier punto que quede debajo de cada par de láminas opuestas. En el caso del Clinac 2100 C/D (Varian, EEUU) el sistema controla la posición del *MLC* cada 55 ms y a través de un sistema realimentado con la rejilla del cañón, deja pasar o no electrones según esté o no el *MLC* dentro de tolerancia. La tolerancia es seleccionable (en pasos de 0,1 mm en el Clinac) y, por supuesto, cuanto más estricta sea, mayor será el tiempo de tratamiento.

Los algoritmos de segmentación suelen emplear restricciones que maximizan la velocidad de una pareja de láminas con lo cual el tiempo de tratamiento y las unidades monitor se minimizan (Eclipse, Varian) y/o minimizan algunos efectos no tenidos en cuenta por el planificador como, en algunos casos, el efecto de machiembrado (XiO, CMS Elekta).

Dependiendo del tipo de tratamiento y con él, de la complejidad de los perfiles de fluencia, el número de UM que han de ser liberadas suele ir, con relación a las UM de un tratamiento normal, desde 2 a 3 veces en un campo de próstata, 3-4 veces en *ORL* o el mismo en mama. Asimismo, el tiempo de tratamiento es mayor que un tratamiento de conformada, pero en realidad debido a la tasa con la que se trabaja (300 UM/min o más) esto no tiene, salvo en tratamientos de *ORL* de alta modulación, una gran trascendencia práctica. El tiempo de tratamiento de una próstata con 5 campos excluyendo alineación y fijación del paciente es menor de 5 min (con tasa máxima de 300 UM/min) (García-Vicente 2002).

La ventaja de la técnica dinámica es la posibilidad de generar cualquier perfil de fluencia sin demasiados problemas prácticos y como mayores inconvenientes la necesidad de ampliar el control de calidad a los parámetros dinámicos del *MLC* y en general la necesidad de más UM que con la técnica segmentada. El control de calidad se complica, dado que ahora el haz está encendido durante todo el movimiento de *MLC* y las ventanas pueden ser muy estrechas (1,5-2,5 cm) lo que implica unos requerimientos de precisión de posicionamiento de *MLC* de décimas de mm y unos requerimientos de exactitud metrológica muy altos (Lossaso y cols. 1998).

Modulación volumétrica en arco

Esta tecnología es una extensión de la modulación en arco IMAT. En IMAT, cada campo es dividido en subcampos de intensidad uniforme. Pero ahora en vez de tratar todos los subcampos de un mismo campo en sucesión, la secuencia es tratar todos los subcampos de una misma intensidad en sucesión. Según va rotando el brazo la forma del campo de irradiación cambia de forma dinámica (usualmente cada 5°) para reflejar la forma de cada subcampo. Así al terminar un arco, cada uno de los subcampos ha recibido igual intensidad. Se pasa a un nuevo arco con otro nivel de intensidad y así hasta finalizar. Esta técnica tiene la ventaja de usar un número creciente de campos sin incrementar la dificultad de aplicación, excepto por el creciente aumento de tiempo necesario para el tratamiento. Para evitar este problema, se ha desarrollado la llamada modulación volumétrica en arco en la cual ya es posible variar de forma simultanea para cada posición de brazo a lo largo de un arco, velocidad de giro de brazo, posición de MLC y tasa de dosis con lo cual es posible generar una distribución de dosis absorbida de alta calidad en uno o en dos arcos reduciendo de forma drástica el tiempo de irradiación necesario. En este caso, el control de calidad dosimétrico necesitará tener en cuenta todos los aspectos dinámicos de la irradiación.

4. Radiocirugía

El concepto de radiocirugía estereotáxica fue introducido por Lars Leksell en 1951(Leksell 1951) para definir una técnica desarrollada para curar pequeñas y bien definidas lesiones en el cerebro, usando haces estrechos de radiación ionizante dirigidos en condiciones estereotáxicas². En años posteriores, este objetivo, dirigido originalmente al tratamiento de enfermedades como el parkinson se redirigió desde la terapia funcional al tratamiento de pequeñas lesiones en su mayor parte de naturaleza vascular o tumoral benigna. Hoy en día, se puede caracterizar la radiocirugía estereotáxica como un tratamiento de radioterapia externa aplicado a un pequeño volumen de tejido intracraneal en el cual la dosis absorbida se deposita en una sola fracción³ a partir de haces de radiación múltiples dirigidos en condiciones estereotáxicas.

Aunque desde los años 50 se han tratado con radiocirugía miles de pacientes, sus aplicaciones clínicas no están todavía bien definidas (Levy y Fabrikant 1993). Las aplicaciones clínicas habituales se pueden dividir en varias categorías: desordenes cerebrales funcionales⁴, tumores intracraneales benignos como meningiomas y neurinomas del acústico, malformaciones vasculares, tumores cerebrales primarios y metástasis cerebrales.

4.1. Tecnología

Actualmente existen básicamente dos líneas en el tratamiento radioquirúrgico con fotones⁵, la primera y más extendida es la basada en los aceleradores lineales y la segunda en la unidad "Gamma Knife"⁶.

El uso de aceleradores lineales para radiocirugía se ha venido incrementando de forma espectacular. En un primer momento, numerosas instituciones con programas radioterápicos aprovecharon la disponibilidad de los aceleradores lineales para utilizarlos en radiocirugía. En principio no existe ninguna diferencia decisiva o fundamental entre los fotones producidos por un acelerador y los emitidos por las fuentes de ⁶⁰Co utilizadas en las unidades "Gamma Knife". Sin embargo, las características específicas de estos sistemas hacen que existan

² Del griego *stereo* = volumen y del verbo latino *tactos* = tocar. Se refiere al sistema de guiado tridimensional por el cual se define un sistema de referencia de coordenadas a partir del cual se localiza cualquier punto del espacio englobado en el volumen definido por ese sistema. El GPS de la neurocirugía.

³ Sustituye a un procedimiento quirúrgico. De características similares aunque con algunas diferencias se sitúa la radiocirugía estereotáxica fraccionada, con menores requerimientos de precisión y con distintas indicaciones, donde ahora la dosis absorbida se fracciona con el objeto de disminuir morbilidad.

⁴ De gran relevancia en los inicios y de menor interés posterior; actualmente y debido a los nuevos avances en imagen neurológica vuelve a cobrar impulso.

⁵ Existen también instalaciones de radiocirugía basadas en protones y partículas pesadas.

⁶ Existe un sistema que consta de un acelerador montado sobre un brazo robotizado llamado CiberKnife (Accuray, EEUU). Permite 12 grados de libertad de movimiento y localización sin guía a través de marcadores internos y/o externos.

soluciones específicas para la radiocirugía en LINACS⁷. En el aspecto de precisión geométrica, a menudo se añaden aditamentos que imponen la precisión mecánica del isocentro, tanto del brazo como de la mesa. Asimismo, se añaden dispositivos de colimación terciaria, tradicionalmente de forma troncocónica de forma que los haces generados son circulares (figura 2, extraída del informe 54 de la AAPM (Winston y Lutz 1988). En función del tamaño y forma de la lesión se pueden utilizar diferentes conos y uno o múltiples isocentros. En los casos más habituales, se emplea un único cono de forma que utilizando múltiples arcos se puede concentrar una gran cantidad de radiación en el volumen delimitado por el tamaño de campo del cono en el isocentro. Actualmente se está extendiendo el uso de colimadores micromultilámina que permiten crear campos irregulares con la ventaja de que para volúmenes complejos no son necesarios ni múltiples isocentros ni muchos arcos, basta con unas cuantas puertas de entrada estáticas.

La forma de localización del volumen blanco así como la de planificación y guiado de los haces de radiación descansa en el uso de dispositivos (guías estereotáxicas) fijos anclados mediante postes al cráneo del paciente⁸ diseñados de tal forma que permiten localizar cualquier punto definido dentro del espacio estereotáxico a lo largo de todo el proceso radioquirúrgico. Comenzando en los distintos sistemas de imagen empleados (*TC*, *RM*, *PET*, etc.) con la delimitación del volumen y siguiendo con la planificación donde se escoge el mejor o mejores isocentros que luego tendrán que ser localizados a la hora de llevar acabo el tratamiento. Los sistemas basados en LINAC tienen como ventaja fundamental su versatilidad pues se pueden usar para procedimientos de radioterapia estándar y como inconvenientes su complejidad y con ello menor exactitud y reproducibilidad mecánica y dosimétrica así como su menor eficiencia al no ser sistemas dedicados.

⁷ De hecho, en la actualidad, algunas compañías tienen aceleradores diseñados para radiocirugía (Novalis, BrainLab), con un nivel de precisión mecánica superior a los aceleradores lineales convencionales y con algunos aditamentos como el micromultilámina que en algunas ocasiones permite realizar conformaciones que con la técnica de arcos exigiría múltiples isocentros.

⁸ En el caso de procedimientos fraccionados la guías no se anclan de forma solidaria al cráneo sino que se reposicionan respecto a puntos anatómicos fijos mediante máscaras, moldes u otros dispositivos de anclaje.



Figura 2

Gamma Knife[®] (Elekta, Sweeden) es un dispositivo diseñado y dedicado por y para su empleo en procedimientos de radiocirugía. Consiste en un sistema que alberga 201 fuentes de ⁶⁰Co distribuidas y colimadas de forma que los haces que de ellas emergen se cruzan en un punto, generando una distribución de dosis absorbida casi totalmente esférica (véase la figura 3 extraída de la página web del Hospital Ruber Internacional). El sistema dispone de un blindaje adecuado de forma que la radiación de fuga tenga valores tolerables. El sistema además dispone de tres cascos con 201 colimadores cuya posición coincide con los colimadores primarios y que permiten generar haces circulares de 4, 8 y 14 mm en el centro de radiación.

En función de la lesión a tratar y los órganos a proteger, se usa uno u otro casco en los que cualquiera de los colimadores puede ser bloqueado. Asimismo, el sistema dispone de un sistema de guiado estereotáxico propio que una vez fijado al paciente permite localizar a lo largo de todos los pasos del procedimiento cualquier punto del volumen estereotáxico. De esta forma, y una vez que el o los isocentros del tratamiento están definidos, el paciente con la guía incorporada y mediante una mesa móvil se fija al sistema de forma que el centro de radiación coincida con el isocentro planificado.

Este sistema tiene como principal ventaja su sencillez, reproducibilidad dosimétrica y su enorme precisión mecánica al no disponer de parte móviles. Quizá los mayores inconvenientes sean su elevado costo y su falta de versatilidad.





Figura 3

El sistema dispone además de un sistema de planificación propio, el Gamma-Plan, que en su versión más moderna incorpora un sistema de optimización e interconexión completa con el dispositivo de irradiación.

4.2. Planificación en radiocirugía

La planificación en radiocirugía parte del volumen blanco y de los órganos de riesgo contorneados en las imágenes de *TC*, *RM*, *PET* o en placas radiográficas. Esta información se traslada mediante procedimientos de fusión de imagen a *TC*, libre de distorsiones y con la información de densidad electrónica, que será la base para los cálculos dosimétricos. Una vez que se dispone de esta información, en función del dispositivo de irradiación, el diseño del tratamiento se realiza de una u otra forma.

En el caso de radiocirugía con LINAC y con colimadores circulares, el diseño se basa en una balística de múltiples arcos dirigidos al centro del volumen blanco. Así, en función de la morfología de la lesión y de los órganos de riesgo, se elegirán unos u otros arcos para definir una distribución de dosis absorbida acorde a la prescripción. Existen técnicas estándar en función del tipo de distribución deseada.

En cuanto al algoritmo de cálculo éste es por lo general muy sencillo, aprovechando tres hechos fundamentales. El primero, la estrechez de los campos que se pueden considerar como radiación directa, el segundo, la simetría de los campos y el tercero, la homogeneidad del tejido encefálico, aunque algunos autores señalan la necesidad de sistemas más complejos cuando se calcula cerca de cavidades (Leal y cols. 2002).

La expresión general es del tipo:

$$D_{haz}(r,z) = OF_c * \left(\frac{DFI + d_{max}}{SSD + d}\right)^2 * TMR(c,d) * OAR(r)$$
$$D_{arc}(r,z) = \frac{1}{N * M} * F_c * MU * \sum_N \sum_M D_{haz}$$

donde $D_{haz'}$ es la dosis absorbida impartida por un haz individual de tamaño de colimador c en un punto situado a una profundidad d y con una distancia fuera de eje r. OF_c es el factor de campo para el colimador c, DFI es la distancia foco-isocentro, SSD es la distancia foco-superficie, TMR(c,d) es el TMR para el colimador c a la profundidad d y OAR(r) es el factor fuera de eje para la distancia r.

 D_{arc} es la dosis absorbida del tratamiento con múltiples arcos al mismo punto, donde N es el número de haces individuales empleado para simular un arco (cada 5° o 10°), M es el número de arcos, F_c el coeficiente de calibración⁹ (cGy/UM) en las condiciones de referencia, que serán SSD=SID y $d=d_{max}$ para

⁹ Aunque metrológicamente hablando no es correcto denominar coeficiente de calibración al concepto que encierra, F_cse ha decidido usar esta denominación, por considerar que tanto su uso, como el empleo de su símbolo, están muy extendidos.

el campo 10 cm x 10 cm por ejemplo, y MU es el número de unidades monitor en el arco en cuestión.

Así, los datos de salida de la planificación para llevar a cabo el tratamiento serán, la posición o posiciones del/de los isocentros respecto al sistema de referencia estereotáxico, la geometría de cada uno de los arcos (ángulo de mesa, ángulos inicial y final de brazo y tamaño de colimador) y número de UM por arco.

En el caso de que se utilicen campos conformados bien con conos o bien con micromultilámina, el cálculo es similar, considerando las peculiaridades de estos sistemas y esencialmente el empleo de múltiples campos directos (no arcos) y el empleo de conformaciones para las que hay que calcular en cada caso el *OAR* para cada punto, sin necesidad de que exista simetría de revolución.

Los datos de entrada al planificador serán perfiles y rendimientos en profundidad para los diferentes tamaños de cono circular, el coeficiente de calibración y los factores de campo para los diferentes conos. La problemática de la medida de estos campos, sobre todo de los más pequeños, está fuera del objetivo de este tema. Solamente señalar los condicionantes de los pequeños tamaños: pequeña penumbra y falta de equilibrio electrónico que nos obligará al empleo de detectores con unas características particulares en cuanto a naturaleza, forma y tamaño.

En el caso del Gamma Knife[®] el sistema dispone de un planificador dedicado, el Gamma Plan[®]. Este sistema utiliza datos de perfiles, el coeficiente de calibración y los factores de campo para los 4 tamaños de colimador. El algoritmo de cálculo utiliza atenuación exponencial de campo estrecho con un factor de atenuación único a partir del máximo de dosis absorbida. Estos datos vienen incorporados en el sistema ya que dadas la mínimas tolerancias mecánicas no existe diferencia de una unidad a otra. El fabricante recomienda unos datos, obtenidos mediante simulación *MC* y medidas con diferentes sistemas, y el usuario se limita a verificarlos mediante un sistema integrado de control de calidad.

El sistema en sus versiones más modernas es capaz de optimizar la distribución de dosis absorbida, eligiendo tamaño de colimador e isocentros. Dada la limitación de tamaños de colimador, para lesiones mayores de 18 mm o para lesiones irregulares, el sistema planifica múltiples isocentros de forma que se dibuja la distribución de dosis absorbida que se desee. El solapamiento de campos hace que existan zonas con sobredosificaciones; de hecho, el objetivo del diseño del tratamiento es circunscribir el borde exterior de la lesión (en 3D) con una isodosis del 70% al 50% de la dosis absorbida máxima. Para proteger los órganos críticos que se deseen se pueden tapar cualquiera de las 201 aberturas del casco consiguiendo así distribuciones no necesariamente circulares.

5. Irradiación corporal total

La irradiación corporal total (TBI) es un procedimiento radioterápico empleado fundamentalmente para eliminar células tumorales y/o inmunosuprimir al paciente previamente a un trasplante de médula ósea. Responden a este tratamiento las anemias aplásicas, y varios tipos de leucemias y linfomas, sola o en combinación de quimioterapia adyuvante. Las dosis absorbidas y el fraccionamiento han ido evolucionando con el tiempo, pasando de los esquemas de 3-10 Gy en una sola sesión a esquemas de 10-14 Gy en varias sesiones al día, varios días, para disminuir el alto grado de complicaciones asociadas a este tratamiento. El protocolo que se sigue en el Hospital Universitario de La Princesa de Madrid (HUP) consiste en 4 sesiones de 3 Gy, 1 sesión al día, 4 días seguidos, dando en total 12 Gy a punto ICRU y utilizando protección pulmonar para reducir esta dosis absorbida hasta 9 Gy en pulmón, con el objetivo de reducir la probabilidad de neumonitis que es una de las complicaciones fatales que con más probabilidad se asocia a este tratamiento. También se asocia una variación en la respuesta en función de la tasa de dosis absorbida por lo que en algunos protocolos se recomiendan tasas del orden de 5 cGy/min a 10 cGy/min (AAPM 1986) aunque dada la gran diferencia que existen entre los diferentes protocolos (esquema de guimioterapia, esquema de TBI) es difícil hacer recomendaciones generales.

Básicamente la diferencia entre este tratamiento y otro tratamiento cualquiera de *RT* externa consiste en el volumen de irradiación ya que en *TBI* queremos irradiar todo el cuerpo. Para lograr irradiar de forma homogénea estos grandes volúmenes, existen diferentes métodos; en el informe 17 de la AAPM se recomienda 10 %-15 % (AAPM 1986). De todos ellos, solamente vamos a estudiar los basados en unidades convencionales de tratamiento con distancias de tratamiento extendidas (del orden de 4 m del foco) para conseguir haces terapéuticos que cubran toda la longitud del paciente en posición decúbito lateral con piernas flexionadas o decúbito supino con piernas flexionadas. El resto de técnicas, o bien están ya fuera de uso o se utilizan en instalaciones especiales dedicadas, que utilizan múltiples fuentes y por tanto con particularidades dosimétricas solamente de interés en estas instalaciones.

En particular en el HUP se utiliza la técnica de irradiación con campo único extendido (*AP/PA*). En el esquema de la figura 4 (cortesía de Carlos Prieto), se observa la geometría del tratamiento. El paciente se coloca sobre una camilla articulada y móvil en una posición fija marcada por un láser sagital de alineación colocado a una distancia de 3650 mm del foco. La dirección del haz de radiación es fija (brazo a 270° y colimador a 45°) incidiendo *AP* o *PA* en función de la posición del paciente decúbito lateral derecho o izquierdo. Asimismo, se coloca un dispersor inmediatamente delante del paciente "spoiler" para incrementar la dosis absorbida en superficie por medio de contaminación electrónica procedente del metacrilato. La energía de irradiación es de 6 MV con lo que se consiguen fácilmente homogeneidades del 10 % con esta técnica de irradiación, con una dosis absorbida superficial mayor del 95 %. El tamaño de campo que se consigue es mayor de 2 m, por lo que en la posición de tratamiento (piernas dobladas) no existen problemas de cobertura.



Tal como se ha comentado previamente se utilizan moldes específicamente diseñados para cada paciente para protección pulmonar de forma que la dosis absorbida media pulmonar total sea igual a 9 Gy¹⁰.

La planificación del tratamiento para cada paciente depende del centro, pero básicamente se basa en medidas de dosis absorbida a la distancia de tratamiento para los distintos espesores del rango clínico, rendimientos en profundidad y un perfil para conocer la variación de fluencia a lo largo del eje del campo. Todas estas medidas deben hacerse en las condiciones de irradiación, utilizando el "spoiler" y suficiente material dispersor para que las condiciones sean equivalentes a las de irradiación. Para ello, se utiliza un maniquí de agua sólida donde se alojan las cámaras (cilíndricas de 0,6 cm³ para dosis absorbida y cámara plana para rendimiento en profundidad) y material dispersor alrededor del maniquí, formado en nuestro caso por las láminas del maniquí RANDO colocadas de forma similar a como se colocaría el paciente. También es necesario medir la transmisión del bloque pulmonar así como la dosis absorbida en el pulmón con y sin bloque, ya que pese a que el espesor empleado (8 cm) atenúa casi toda la radiación directa, la contribución de dispersa del resto del haz en el plano medio del pulmón es muy alta (20%).

De esta forma y teniendo medidas para diferentes espesores de pacientes a diferentes niveles, ya podríamos tener de forma tabular el número de UM

¹⁰ En algunos centros, se emplean compensadores para reducir la heterogeneidad de la distribución de dosis, en especial, en aquellos centros que utilizan energías bajas y configuraciones de irradiación laterales con diferencias de espesor importantes que conducirían a heterogeneidades de dosis mayores del 15 % (Planskoy y cols. 1996).

en función del espesor del paciente para dar 12 Gy al punto ICRU. Las dosis absorbidas a nivel pulmonar se pueden extraer de la bibliografía en función del espesor del paciente (Van Dyck y cols. 1980) o de datos propios y las dosis absorbidas en los puntos de interés (cuello, mediastino, pulmón, ombligo, etc.), se pueden obtener de medidas previas.

Otra opción es modelar las condiciones de la TBI en un planificador convencional¹¹ y así aprovechar toda la capacidad de estos sistemas para optimizar la irradiación. En el HUP se ha implementado la técnica en el planificador XIO 4.0 para los algoritmos de "Convolución/Superposición". Ya que estos sistemas no están pensados ni preparados para irradiación a grandes distancias y con campos muy grandes es necesario hacer algunos ajustes en la modelización para que el sistema calcule de acuerdo a las condiciones reales de la irradiación. En nuestro sistema, se ha introducido un espectro de energía que con una contaminación electrónica adecuada reproduce los datos de rendimiento en profundidad en el rango de distancias de *TBI* con una desviación máxima del 2%. Asimismo, se han introducido datos del perfil medido a la distancia de TBI retroprovectado a la distancia de modelización de forma que reproduzca las condiciones de TBI. Asimismo, se introduce el coeficiente de calibración para las condiciones de TBI y las limitaciones geométricas (tamaño de campo fijo 40 cm x 40 cm, colimador a 45° y brazo a 270°, SSD variable en función del espesor del paciente).

Así, introduciendo un número suficiente de cortes TC del paciente (cada 5 cm puede ser suficiente) adquiridos en la posición de tratamiento, podemos realizar un cálculo de dosis absorbida en todo el volumen del paciente, considerando los efectos de las heterogeneidades tisulares especialmente la del pulmón y así poder cuantificar de forma más exacta la distribución de dosis absorbida. Debido a las limitaciones del sistema no se modela la protección pulmonar por lo que el sistema nos dará la distribución de dosis absorbida sin protección¹². El calculo de la fracción de tratamiento en la que se emplea protección pulmonar parte de los datos de atenuación y dispersión junto con la dosis absorbida pulmonar media sin protección, calculada por el planificador.

También podemos extraer la dosis absorbida prevista para cualquier numero de puntos de interés y compararla con los resultados de la dosimetría "in vivo". En el HUP se realiza una verificación de las UM calculadas por el planificador con una serie de medidas realizadas para todo el rango de espesores empleados, siendo el acuerdo del orden del 1% en la mayor parte de los casos.

¹¹ No existe ningún planificador diseñado para *TBI*.

¹² El sistema no permite poner bloques a cualquier distancia del foco, solamente en la posición de la bandeja que siempre debe ser menor a 100 cm. La modelización del efecto dosimétrico de un bloque situado a esta distancia es totalmente distinto al empleado en realidad, que se coloca a unos 3 m del foco, para por un lado, evitar errores de colocación y por otro, minimizar el efecto de la dispersión en la dosis pulmonar total.

La realización del tratamiento comienza con el posicionamiento del paciente en la mesa especial de tratamiento alineándolo con el láser colocado a tal efecto y alineando el ombligo con el eje de entrada del haz. A la vez se colocan los detectores de estado sólido empleados para la lectura en tiempo real de la dosis absorbida administrada en los puntos previamente tatuados en la simulación del tratamiento y después de todo esto, se realiza el posicionamiento del bloque de conformación y la realización de una placa de comprobación (se realiza todos los días) de la colocación del bloque con respecto al volumen pulmonar.

En la fotografía (Figura 5) se muestra el sistema empleado en el HUP, donde se ve la orientación del brazo, la conformación pulmonar, la posición del paciente, la mesa de tratamiento con el "spoiler" y uno de los diodos para la dosimetría "in vivo".

La diferencia de la dosis absorbida prevista con la calculada a partir de las medidas de dosimetría "in vivo" debe ser menor de un 5%. Para lograr este objetivo, los sistemas de dosimetría "in vivo" deben contar con un protocolo de aceptación, calibración en las condiciones de *TBI* así como un control de calidad periódico.



Figura 5

6. Irradiación superficial corporal total

La irradiación superficial corporal total (*TSEI*) es un procedimiento radioterápico cuyo objetivo es la irradiación homogénea de toda la superficie corporal del paciente. La indicación clínica es el tratamiento del linfoma cutáneo de células T, también llamado micosis fungoide o síndrome de Sezary.

El problema técnico de lograr una irradiación homogénea de toda la superficie del cuerpo humano es importante. Para empezar necesitamos irradiar áreas grandes (del orden de 2 m de altura x 0,8 m de anchura para el paciente más grande) de la forma más homogénea posible (±8% vertical y ±4% horizontal son unos objetivos razonables según el informe 23 de AAPM) (AAPM 1987), con unos requisitos de penetración desde 5 mm hasta algunos cm (50%) y una prescripción de dosis absorbida del orden de 36 Gy repartidos en sesiones de 1 Gy o más y con limitaciones a algunos órganos críticos como, uñas, ojos y dosis absorbida a todo el cuerpo.

Para cumplir estos requerimientos de la forma más eficiente se han desarrollado a lo largo de los años diferentes técnicas basadas, en general, en la utilización de múltiples campos de electrones, aunque en un principio se utilizaron rayos X de baja energía y partículas beta¹³.

Entre las técnicas basadas en acelerador lineal (AAPM 1987) están las que usan haces rectangulares estrechos fijos sobre los que se mueve el paciente mediante una mesa motorizada de forma traslacional descrita por Williams (Williams y cols. 1979) e implementada en el Massachussets Institute of Tecnology, la que usa un haz estacionario amplio único con distancias de tratamiento de 7 m descrita por Tetenes y Goodwing (Tetenes y Goodwing 1977), el descrito por Szur (Szur y cols. 1962) que usando distancias del orden de 2 m utiliza dos campos paralelos superpuestos con una separación entre ejes de 1,5 m con una homogeneidad de $\pm 5\%$ y utilizando láminas de carbono para degradar el haz inicial de 8 MeV y lograr penetraciones desde 2 a 25 mm.

Otra técnica basada en el movimiento pendular del brazo del acelerador fue descrita por Sewchand (Sewchand y cols. 1979). Esta técnica consigue buenas homogeneidades por medio del ajuste de la tasa de dosis absorbida en función del giro. (Tetenes y Godwing 1977; Podgorsak y cols. 1983; Kumar y Patel 1978) describen técnicas en las cuales a partir de un haz estacionario único y una distancia de tratamiento de 7 m utilizan la rotación mecánica del paciente alrededor del eje vertical para homogeneizar la distribución de dosis absorbida.

En la figura 6 extraída de la publicación original de Podgorsak (Podgorsak y cols. 1983), se puede apreciar esquemáticamente los detalles de la técnica.

¹³ La utilización de rayos X se abandonó por los pobres resultados clínicos debidos a las complicaciones técnicas del tratamiento, las limitaciones de tamaños de campo y la imposibilidad de tratar a profundidades adecuadas sin generar una dosis integral a todo el cuerpo importante. El empleo de partículas beta fue más exitoso aunque ha sido totalmente desbancado por los aceleradores de electrones por su mayor versatilidad en cuanto a variación de penetración, mayor uniformidad y unas tasas de dosis absorbida más elevadas.



Figura 6

Sin embargo, la técnica más ampliamente usada es la denominada técnica de Stanford modificada, que pasaremos a describir con más detalle. Esta técnica descrita en primer lugar por Karzmark (Karzmark y cols. 1960) y luego modificada por Page, Gardner y Karzmark en 1970, utiliza seis posiciones de paciente y dos campos por posición para generar la distribución de dosis absorbida. Las orientaciones intentan posicionar al paciente en posiciones angulares separadas 60° e incluyen cambios en el posicionamiento de algunas de las superficies que tienen autoapantallamiento, como brazos, piernas y manos (palmas) para lograr reducir al máximo este efecto. Las zonas que no se irradian adecuadamente como axilas, plantas de los pies, periné, etc. se sobredosifican posteriormente a distancia de tratamiento estándar. Por cada posición, se utilizan dos haces con un giro de 20° respecto al centro del paciente en dirección cráneo caudal. En las figuras 7 y 8 extraídas del informe 23 de AAPM (AAPM 1987), se puede apreciar la geometría del tratamiento.

Se irradia con dos campos angulados 20° por posición, tres posiciones por día (en la figura faltan las dos posiciones complementarias a *c* y *d*). Esta configuración permite irradiar con una uniformidad aceptable y con un bajo nivel de dosis absorbida por contaminación de *RX* al paciente, en parte debido a la inclinación de los campos, ya que la contaminación se dirige preferentemente a lo largo del eje del campo y hacia delante y los 20° de giro hacen que ese eje quede fuera del paciente (véase la figura 7). De este modo se mantiene una buena uniformidad, tal como se aprecia en la figura 9 extraída del informe 23 de la AAPM, donde se muestra la distribución de dosis absorbida en el plano del paciente y a una profundidad de 3,5 mm.


Figura 7







Figura 8

Otra característica de esta irradiación es que la penetración de los electrones es mucho menor que para una irradiación con un haz plano simple. En la figura 11 se muestra la penetración de un haz simple de electrones de 4 MeV en agua y la compuesta por los doce campos, todo ello medido a cero grados (del informe 23 de la AAPM (Fraass y cols. 1983)).



La planificación del tratamiento se realiza siempre en base a los datos de las medidas realizadas durante la aceptación y puesta en marcha de la técnica en las que se requieren gran cantidad de medidas basadas principalmente en *TLD*, película, diodos y cámara de ionización. Los protocolos recomiendan basar la calibración en el punto (0,0,0) según se indica en la figura 9.

Dado que la irradiación no es completamente homogénea sino que tiene 6 máximos separados 60° según las posiciones del paciente, la definición de la dosis absorbida de tratamiento en piel considera este efecto. Se define la dosis absorbida de tratamiento en piel como la dosis absorbida media en tejido blando evaluada a lo largo del círculo que pasa por los seis máximos. Esto permite correlacionar la dosis piel de tratamiento con la dosis absorbida de calibración a través de un factor multiplicativo B que debe ser evaluado experimentalmente pero que típicamente varía entre 2,5 y 3,1.

Asimismo, este tipo de procedimientos que se realizan a grandes distancias requieren consideraciones especiales en cuanto a los dispositivos de irradiación, debido a las necesidades de homogeneidad y de tasa de dosis absorbida a larga distancia. Históricamente se adecuaban centro por centro los aceleradores para generar las tasas de dosis requeridas (al menos 0,25 Gy/min) en el plano de tratamiento, utilizando corrientes medias del orden de microamperios que son las requeridas para el modo fotones. De esta forma se utilizan corrientes del modo fotones sin blanco de generación de fotones. Esto hace que las tasas de dosis generadas a las distancias habituales de tratamiento sean en este modo muy altas por lo cual se requieren precauciones especiales en la configuración y uso de esta modalidad.

También pueden surgir problemas de saturación en la cámaras de ionización del acelerador por lo que en estos primeros montajes se utilizaban cámaras de transmisión en el plano de tratamiento como enclavamientos de seguridad, dejando al margen las propias cámaras monitoras del acelerador. Asimismo, para reducir la contaminación se retiraban todos los filtros aplanadores y se colocaban filtros especiales con el mínimo espesor posible. Hoy algunos aceleradores ya incorporan modos de tasa *superalta* (1000 cGy/min y superior) en modo electrones para este tipo de técnicas. También en este tipo de tratamientos suele ser de utilidad el uso de metacrilato como elemento degradador del haz.

Finalmente este tipo de técnicas requieren el uso de dosimetría de control, preferiblemente utilizando *TLD* sobre el propio paciente para verificar la dosis absorbida y su homogeneidad a lo largo del cuerpo, y para así conocer y complementar en su caso mediante técnicas estándar, las zonas subdosificadas.

7. Nuevos desarrollos. Unidad de tomoterapia, CiberKnife, Protones

Existen varias líneas de investigación y desarrollo en el campo de los sistemas de tratamiento radioterápico. Simplemente apuntaremos 3 tecnologías con arquitecturas diferentes a las convencionales y que por sus capacidades inherentes ya contribuyen y sin duda seguirán contribuyendo al desarrollo tecnológico en la lucha contra el cáncer.

En primer lugar, la unidad de tomoterapia (TomoTherapy Hi-Art[®], Tomotherapy,Accuray, EEUU) diseñada en la universidad de Wisconsin (USA). Esta máquina (figura 10, extraída de www.atfisica.tomotherapy.com) concebida por el Prof. Mackie tiene un aspecto muy similar al *TC* y utiliza el principio de la tomoterapia en conjunción con la modulación y la reconstrucción tomográfica de imagen, de tal forma que este sistema es capaz de depositar dosis absorbida de una forma muy conformada y a la vez verificar el tratamiento a través de la tomografía. Los elementos básicos de este sistema son, un acelerador, un colimador binario y un sistema detector de cámaras de xenón montados en un estativo basado en la tecnología de los *TC*. La planificación del tratamiento está automatizada y funciona a partir de un procedimiento iterativo de planificación inversa basada en convolución/superposición.



Figura 10

La segunda es la unidad CiberKnife[®] (figura 11, extraída de www.accuray. com) (Accuray, EEUU) que consta básicamente de un acelerador de 6 MV montado en un brazo robótico industrial con 12 grados de libertad de movimiento y precisión submilimétrica. Este equipo dispone de diversos sistemas de localización y seguimiento del tumor con el objetivo de irradiar de forma altamente localizada blancos móviles (especialmente volúmenes blanco pequeños en pulmón e hígado), con precisión estereotáxica. Al igual que en la unidad de tomoterapia la unidad cuenta con un sistema de planificación dedicado que cuenta con todas las especificidades del sistema, optimización mediante planificación inversa o directa y cálculo Monte Carlo.



Figura 11

La tercera y quizá la más espectacular en cuanto a infraestructura es la radioterapia con hadrones. Los protones y partículas pesadas tienen la ventaja de que depositan la radiación de forma muy localizada por el gran pico de Bragg que poseen, depositan alrededor del 80% al 20% de la dosis absorbida en pocos milímetros (véase la figura 12 extraída de Kantemiris) (Kantemiris y cols. 2011). Además las eficacias radiobiológicas son mayores que en el caso de fotones o electrones¹⁴.

¹⁴ Este tema es bastante controvertido. Para el caso de protones se viene considerando un factor de 1,1 para convertir dosis física a dosis equivalente (Cobalt Gray Equivalent) aunque algunos autores señalan valores desde 0,6 hasta 1,4 (Webb 1997).



El número de instalaciones de protones está creciendo rápidamente. Hasta 1992 había 14 instalaciones de protones en el mundo que en su mayoría aprovechan aceleradores de investigación de física de alta energía. Más recientemente se ponen en marcha nuevas instalaciones pensadas y construidas para terapia¹⁵ de forma que hasta enero de 2012 (fecha de la última revisión de este documento) se habían tratado más de 5000 pacientes con protones (Bom y cols. 2012). Estas instalaciones se han venido utilizando para el tratamiento de volúmenes con órganos de riesgo extremadamente cercanos como el melanoma de coroides y sarcomas que rodean o están en contacto con órganos críticos del sistema nervioso, donde la radioterapia convencional de fotones es problemática.

También se han usado en otras patologías como el glioblastoma multiforme y el meningioma, cordomas, sarcoma retroperitoneal, de senos paranasales y de cabeza y cuello (Cole 1990). Asimismo se ha empleado en el tratamiento de cáncer de próstata para el tratamiento a altas dosis (Shipley y cols. 1995; Slater y cols. 2004).

En particular, la instalación del Paul Scherrer Institute en Villingen, Suiza, implementa la llamada modulación de intensidad de protones (*IMPT*) por barrido activo. Este sistema utiliza el cambio dinámico de energía junto con el barrido para lograr depósitos localizados de energía en un haz estrecho de forma que, digamos, se puede rellenar el volumen blanco a partir de haces mi-

¹⁵ En el momento de la última edición de este tema (enero 2012) el desarrollo en la tecnología de generación de haces de protones está en gran desarrollo con el objetivo fundamental de encontrar tecnologías más baratas y compactas que las basadas en los ciclotrones o sincrotrones habituales. En particular, la tecnología basada en dieléctricos denominada (DWA) y desarrollada en el "Lawrence Livermore Laboratory" de California promete un avance espectacular en los próximos años.

limétricos con penetración variable barriendo del mismo modo que el antiguo monitor de tubo de TV. De esta forma la conformación es exquisita. Además los estativos de las máquinas cada vez son más pequeños (4-7 m) y con precisión de giro submilimétrica.

Los requerimientos de planificación para terapia de protones vienen determinados por las particularidades de este tipo de irradiación. Goitein (Goitein 1992, Goitein y cols. 2002) señala entre otros los siguientes aspectos:

- 1. Necesidad de abordar el problema de forma tridimensional.
- 2. Necesidad de considerar las heterogeneidades titulares.
- 3. Diseño de compensadores.
- 4. Procedimientos especiales de imagen.
- 5. Inmovilización exquisita del paciente.

Todas ellas vienen motivadas por la física de la interacción de los protones con la materia. El hecho de que la radiación se deposite de forma muy localizada hace que la desviación máxima en todos los pasos sea del orden de 1 mm-2 mm, lo cual lleva a tener que considerar el problema de forma totalmente tridimensional, con cálculos y volúmenes basados en TC con espesores de corte de 1 mm-2 mm y con algoritmos que consideren el efecto de las heterogeneidades en la deposición de energía. Estos algoritmos vienen siendo del tipo "pencil beam" (Petti 1992) donde la física de un haz elemental se calcula previamente por MC y el planificador integra a lo largo del campo de tratamiento. En la actualidad también existen desarrollos "full MC" para aumentar la exactitud en situaciones complejas (Fippel y Soukup 2004).

El diseño de compensadores solo es necesario en los sistemas de barrido pasivo donde la adecuación del límite del pico Bragg extendido¹⁶ a los límites distales del volumen a irradiar se realiza a partir de compensadores, que deben ser construidos con precisión exquisita. En el barrido activo, esto no es necesario porque la variación en la penetración requerida para cada posición de volumen blanco se realiza modulando la energía de cada haz elemental de radiación. De esta forma, se deposita punto a punto la cantidad de energía necesaria, logrando conformaciones distales excelentes (Goitein y cols. 2002).

¹⁶ En los sistemas tradicionales (barrido pasivo) debido a la estrechez intrínseca de los picos Bragg es necesario utilizar sistemas que ensanchen el pico, a este pico se le denomina pico de Bragg extendido y se consigue mediante moduladores de alcance que consisten normalmente de elementos de espesor variable colocados a la salida del haz de protones que rotan con frecuencias del orden de 50 r.p.min y que logran generar una meseta amplia, del orden del tamaño de los volúmenes a tratar.

8. Referencias

- [1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (AAPM). (1986). The physical aspects of total and half body photon irradiation. Report 17.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (AAPM). (1987). Total skin electron therapy: Technique and dosimetry. Report 23.
- [3] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (AAPM). (1995). *Stereotactic Radiosurgery*. Report 54.
- [4] ARRANS R., GALLARDO M.I., ROSELLO J., SANCHEZ-DOBLADO F. (2003). Computer optimization of class solutions designed on a beam segmentation basis. Radiother. Oncol. Dec;69(3):315-21.
- [5] BOM V., JOULAEIZADEH L., BEEKMAN F. (2012). *Real-time prompt gamma monitoring in spot-scanning proton therapy using imaging through a knife-edge-shaped slit*. Phys. Med. Biol. 57, 297-308.
- [6] BORTFELD T., BURKELBACH J., BOESECKE R., SCHEGEL W. (1990). Methods of image reconstruction from projections applied to conformal radiotherapy. Phys. Med. Biol. 35, 1423-1434.
- [7] COLE D.J. (1990). *The case of proton therapy in the UK*. Private communication to AEA. Sept.
- [8] CHUI CH., LOSASSO T., SPIROU S. (1994). Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimators. Med. Phys. 21(8) 1237-1244.
- [9] FIPPEL M., SOUKUP M.A. (2004). *Monte Carlo dose calculation algorithm for proton therapy*. Med. Phys. 31 (8) 2263-2273.
- [10] FRAASS B.A., ROBERSON P.L., GLATSTEIN E. (1983). *Whole-skin electron treatment: patient skin dose distribution*. Radiology. Mar;146(3):811-4.
- [11] GARCÍA-VICENTE F. (2002). *Modulación de Intensidad. Principios básicos. Implementación*. Oncologia;Vol 25 Número 2. 39-52.
- [12] GOITEIN M. (1992). *3D treatment planning for heavy charged particles*. Radiat. Environ. Biophys.;31(3):241-5.
- [13] GOITEIN M., LOMAX A. J., PEDRONI E. (2002). Treating cancer with protons. Physics Today. 55(9) 45-50.
- [14] KANTEMIRIS I., KARAISKOS P., PAPAGIANNIS P., ANGELOPOULOS A. (2011). Dose and dose averaged LET comparison of ¹H, ⁴He, ⁶Li, ⁸Be, ¹⁰B, ¹²C, ¹⁴N, and ¹⁶O ion beams forming a spread-out Bragg peak. Med. Phys. Dec;38(12):6585-91.

- [15] KARZMARK C.J., LOEVINGER R., STEELE R.E., WEISSBLUTH M. (1960). A technique for large-field, superficial electron therapy. Radiology. Apr;74:633-44.
- [16] KUMAR, P.P., PATEL, I.S. (1978). *Rotation Technique for superficial total body electron beam irradiation*. J. Natl. Med. Assoc. (70) 507-509.
- [17] LEKSELL L. (1951). *The stereotaxic method and radiosurgery of the brain*. Acta Chir. Scand. 102:316-319.
- [18] LEAL PLAZA A., SANCHEZ DOBLADO F., PERUCHA M., RINCÓN M., CARRASCO PAVÓN E., ARRANS LARA R., NUÑEZ MARTÍN L., ROSELLÓ FERRANDO J. (2002). Radiocirugía. Método de Monte Carlo. Oncología 25(2).
- [19] LEVY Y FABRIKANT. (1993). En *Physical aspects of stereotactic radiosurgery*. Edited by Mark H. Phillips.Plenum Publishing Corporation.
- [20] LOSSASO T., CHUI C., LING C. (1998). *Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy*. Med. Phys. 25(10) 1919-1927.
- [21] PAGE V., GARDNER A., KARZMARK C.J. (1970). Patient dosimetry in the electron treatment of large superficial lesions. Radiology Mar; 94(3):635-41.
- [22] PLANSKOY B., BEDFORD A.M., DAVIS F.M., TAPPER P.D., LOVEROCK L.T. (1996). Physical aspects of total-body irradiation at the Middlesex Hospital (UCL group of hospitals), London 1988-1993: I. Phantom measurements and planning methods. Phys. Med. Biol. Nov;41(11):2307-26.
- [23] PETTI P.L. (1992). *Differential-pencil-beam dose calculations for charged particles*. Med. Phys. Jan-Feb;19(1):137-49.
- [24] PODGORSAK E.B., PLA C., PLA M., LEFEBVRE P.Y., HEESE R. (1983). Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation. Med. Phys. Mar-Apr;10(2):159-68.
- [25] SEWCHAND W., KHAN F.M., WILLIAMSON J. (1979). Total-body superficial electron-beam therapy using a multiple-field pendulum-arc technique. Radiology. Feb;130(2):493-8.
- [26] SHIPLEY W.U., VERLEY L.J., MUNZENRIDER J.E., SUIT H.D., URIE M.M., MCMANUS P.L., YOUNG R.H., SHIPLEY J.W., ZIETMAN A.L., BIGGS P.J., HENEY N.M., GOITEIN M. (1995). Advanced prostate cancer: the results of a randomized comparative trial of high dose irradiation boosting with conformal protons compared with conventional dose irradiation using photons alone. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Apr 30;32(1):3-12.

- [27] SLATER J.D., ROSSI C.J. JR., YONEMOTO L.T., BUSH D.A., JABOLA B.R., LEVY R.P., GROVE R.I., PRESTON W., SLATER J.M. (2004). *Proton therapy for prostate cancer: the initial Loma Linda University experience*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Jun 1;59(2):348-52.
- [28] SZUR L., SILVESTER J.A., BEWLEY D.K. (1962). *Treatment of the whole body surface with electrons*. The Lancet 1373-1377 June.
- [29] TETENES P.J., GOODWIN P.N. (1977). Comparative study of superficial whole-body radiotherapeutic techniques using a 4-MeV no angulated electron beam. Radiology. Jan;122(1):219-26.
- [30] WEBB S. (1989). Optimisation of conformal radiotherapy dose distributions by simulated annealing. Phys. Med. Biol. 34: 1349-1369
- [31] VAN DYK J., BATTISTA J.J., RIDER W.D. (1980). *Half body radiotherapy: the use of computed tomography to determine the dose to lung*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Apr;6(4):463-70.
- [32] WEBB S. (1997). *The Physics of conformal radiotherapy advances in technology*. IOP publishing.
- [33] WILLIAMS P.C., HUNTER R.D., JACKSON S.M. (1979). Whole body electron therapy in mycosis fungoides a successful translational technique achieved by modification of an established linear accelerator. Br. J. Radiol. Apr;52(616):302-7.
- [34] WINSTON K.R., LUTZ W. (1988). *Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. Neurosurgery.* Mar;22(3):454-64.

Fundamentos de Física Médica

Volumen 1 Medida de la radiación

Volumen 2

Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 3

Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad

Volumen 4

Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 6

Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 7

Proteccion radiológica hospitalaria

Volumen 8

Radiobiología y principios de Oncología

Volumen 9

Radiaciones no ionizantes I. Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad

Volumen 10

Radiaciones no ionizantes II. Resonancia magnética. Bases físicas, equipos y control de calidad



