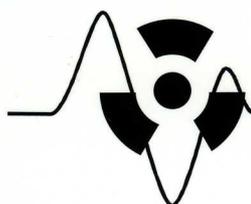


ICRU REPORT 62

**Prescripción, Registro y
Elaboración de Informes en la
Terapia con Haces de Fotones
(Suplemento a ICRU Report 50)**



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
miembro de la EFOMP y de la IOMP



COMISIÓN INTERNACIONAL
DE MEDIDAS Y UNIDADES
DE RADIACIÓN

Esta traducción es el resultado del grupo de trabajo que a tal fin se creó en el seno de la Sociedad Española de Física Médica.

Los traductores han intentado respetar en su integridad los criterios de traducción establecidos durante la traducción del Informe ICRU. nº 50; criterios en cuya elaboración participaron, con sus críticas y comentarios del borrador, muchos colegas de nuestra sociedad a los que queremos agradecer de nuevo el esfuerzo que entonces realizaron.

Así mismo, los traductores han procurado en esta nueva traducción seguir con mayor fidelidad el formato del original, a fin de resaltar la identificación de ambos documentos y demostrar que nuestra única intención ha sido la de facilitar el acceso a este informe a los profesionales de habla castellana.

Los traductores esperan que el esfuerzo realizado sea de utilidad para el resto de colegas, radiofísicos y radioterapeutas, y agradecen a todos los miembros de la SEFM y especialmente a su Junta Directiva, la confianza que en ellos han depositado.

En Granada, a 7 de mayo de 2002

TRADUCTORES:

- ❖ Manuel Vilches Pacheco
- ❖ Damián Guirado Llorente
- ❖ Diego Burgos Trujillo
- ❖ Luis Zamora Ardoy
- ❖ Juan Fernando Mata Colodro
- ❖ Roberto Martínez Cobo

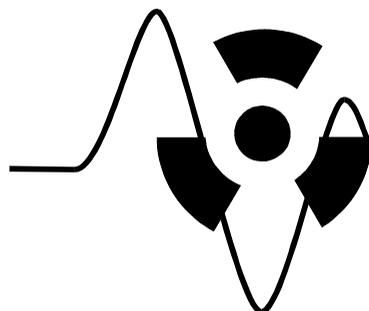
© Sociedad Española de Física Médica

ISBN:

Depósito Legal:

Edita:

Impresión:



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

PRESCRIPCIÓN, REGISTRO Y
ELABORACIÓN DE INFORMES EN
LA TERAPIA CON HACES DE
FOTONES (SUPLEMENTO A ICRU
REPORT 50)

Publicación: 1 de Noviembre de 1999

**COMISIÓN INTERNACIONAL DE UNIDADES
Y MEDIDAS DE RADIACIÓN**

7910 WOODMONT AVENUE
BETEHESDA, MARYLAND 20814
USA

LA COMISIÓN INTERNACIONAL DE UNIDADES Y MEDIDAS DE RADIACIÓN

PARTICIPANTES EN LA ELABORACIÓN DE ESTE INFORME

Miembros de la Comisión durante la preparación del informe

A. ALLISY, *Presidente*
A. WAMBERSIE, *Vicepresidente*
R. S. CASWELL, *Secretario*
G. E. D. ADAMS
K. DOI
L. FEINENDEGEN
M. INOKUTI
I. ISHERWOOD
J. R. MALLARD
H. PARETZKE
H. H. ROSSI
G. F. WHITMORE
L.S. TAYLOR, *Presidente Honorario y Miembro
Emérito*

Miembros actuales de la Comisión

A. WAMBERSIE, *Presidente*
P. DELUCA, *Vicepresidente*
R. S. CASWELL, *Secretario*
P. DAWSON
K. DOI
L. FEINENDEGEN
M. INOKUTI
W. KALENDER
H. MENZEL
B. MICHAEL
H. PARETZKE
S. SELTZER
G. F. WHITMORE
L.S. TAYLOR, *Presidente Honorario y Miembro
Emérito*
A. ALLISY, *Presidente Honorario*

Consejero Científico Principal

H. H. ROSSI

Subsecretario

W. R. NEY

Promotor

P. DELUCA
*Universidad de Wisconsin
Madison, Wisconsin, U.S.A.*
A. WAMBERSIE
*Universidad Católica de Louvain
Bruselas, Bélgica*
G. WITHMORE
*Instituto del Cáncer de Ontario
Toronto, Ontario, Canadá*

Comité

T. LANDBERG, *Presidente*
*Hospital General de Malmö
Malmö, Suecia*
J. CHAUDAUDRA,
*Instituto Gustave-Roussy
Villejuif, Francia*
J. DOBBS
*Hospital King College
Londres, Inglaterra*
J.-P. GERARD
*Centro Hospitalario Lyon Sur
Pierre-Benite, Francia*
G. HANKS
*Fox Chase Cancer Center
Philadelphia, Pennsylvania, EE.UU.*
J.-C. HORIOT
*Centro G. F. Leclerc
Dijon, Francia*
K. A. JOHANSSON
*Sahlgrenska Sjukhuset
Göteborg, Suecia*
T. MÖLLER
*Hospital Universitario
Lund, Suecia*
J. PURDY
*Washington University School of Medicine
St. Louis, Missouri, EE.UU.*
N. SUNTHARALINGAM
*Hospital Universitario Tomas Jefferson
Philadelphia, Pennsylvania, EE.UU.*

Asesores del Comité

A. AKANUMA
*Instituto Nacional de ciencias Radiológicas
Chiba, Japón*
B. BRAHME
*Instituto Karolinska
Estocolmo, Suecia*
R. GAHBAUER
*Hospital Oncológico e Instituto de Investigación
Arthur G. James
Columbus, Ohio, U.S.A.*
S. NAUDY
*Centro G.-F. Leclerc
Dijon, Francia*

Prefacio

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU), desde sus inicios en 1925, ha tenido como su principal objetivo el desarrollo de recomendaciones que puedan ser aceptadas internacionalmente, relativas a:

1. Magnitudes y unidades de radiación y radiactividad.
2. Procedimientos apropiados para la medida y aplicación de estas magnitudes en radiología y radiobiología clínica.
3. Datos físicos necesarios para la aplicación de estos procedimientos, cuyo uso tiende a asegurar uniformidad en la información.

La comisión también hace recomendaciones de este tipo en el campo de la protección radiológica. En esta área, su trabajo se lleva a cabo en estrecha cooperación con la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

Propósito

La ICRU se esfuerza en recopilar y evaluar los datos e informaciones más recientes, referentes a los problemas de la medida de la radiación y la dosimetría, recomendando los valores y técnicas más aceptables para su uso.

Las recomendaciones de la Comisión se mantienen en permanente revisión para estar al día de la rápida expansión del uso de la radiación.

La ICRU opina que es responsabilidad de las organizaciones nacionales introducir sus propias y detalladas técnicas para el desarrollo y mantenimiento de las normas. Sin embargo, insta a que todos los países se adhieran, en la medida de lo posible, a los conceptos básicos sobre magnitudes y unidades de radiación recomendados internacionalmente.

La Comisión cree que su responsabilidad se sitúa en el desarrollo de un sistema de magnitudes y unidades con el mayor rango posible de aplicabilidad. Ocasionalmente, puede parecer aconsejable solucionar un problema concreto. Sin embargo, en general, la Comisión cree que las acciones basadas en la conveniencia son poco aconsejables desde muchos puntos de vista, e intenta basar sus decisiones en la esperanza de obtener ventajas de largo alcance.

La ICRU invita y agradece los comentarios y sugerencias constructivas respecto a sus recomendaciones e informes. Éstos deben ser remitidos al presidente.

Programa actual

La Comisión reconoce su obligación de proveer guías y recomendaciones en las áreas de radioterapia y protección radiológica, así como la compilación de datos importantes para estos campos y para la investigación y la aplicación industrial de las radiaciones. De forma creciente, la Comisión se centra en los problemas de protección al paciente y en la evaluación de la calidad de imagen en diagnóstico con radiaciones. Estas actividades no alejan a la Comisión del desarrollo de un conjunto rigurosamente

definido de magnitudes y unidades útil en un amplio rango de tareas científicas.

La Comisión trabaja actualmente en la elaboración de informes relacionados con los siguientes temas:

- Estándares de Dosis Absorbida para Irradiación con Fotones y su Divulgación
- Valoración de la Calidad de Imagen en Medicina Nuclear
- Rayos Beta para Aplicaciones Terapéuticas
- Densitometría Ósea
- Radiografía de Tórax – Valoración de la Calidad de Imagen
- Dosimetría Clínica de Protones – parte II: Especificación de Dosis para Informe, Planificación y Calidad de la Irradiación
- Determinación de las Cargas Corporales por Radionucleidos
- Especificaciones de Dosis y Volúmenes para Informes de Terapia Intersticial
- Procedimientos Dosimétricos en Radiodiagnóstico
- Valoración de la Calidad de Imagen en Mamografía
- Medida de Magnitudes Operacionales para Neutrones
- Datos Nucleares para Radioterapia con Protones y Neutrones y para Protección Radiológica
- Prescripción, Registro y Elaboración de Informes de Haces Terapéuticos de Electrones
- Requerimientos para Muestreo Radioecológico
- Valoración Retrospectiva de la Exposición a Radiación Ionizante
- Análisis ROC
- Poderes de Frenado para Iones Pesados

Además, la ICRU está evaluando la posibilidad de expandir su actividad a las radiaciones no ionizantes, particularmente a los aspectos relativos a las magnitudes y unidades.

La Comisión revisa continuamente la actualidad científica relacionada con las radiaciones a fin de identificar aquellas áreas para las cuales el desarrollo de guías y recomendaciones puede suponer una contribución importante.

Relaciones de la ICRU con otras organizaciones

Además de su estrecha relación con la Comisión Internacional de Protección Radiológica, la ICRU ha mantenido relaciones con otras organizaciones interesadas en los problemas de las unidades y medida de las magnitudes radiológicas. Desde 1955, la ICRU mantiene una relación oficial con la Organización Mundial de la Salud (OMS) por la cual la ICRU ha cuidado de las directrices primarias en materia de medidas y unidades radiológicas y, por otra parte, la OMS ayuda a la divulgación por todo el mundo de las recomendaciones de la Comisión. En 1960, la ICRU entró como asesor de la Organización Internacional de Energía Atómica. La Comisión mantiene una relación formal con el Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica (UNSCEAR), por lo que los observadores ICRU están invitados a asistir a las reuniones del UNSCEAR. La Comisión y la Organización Internacional de Estandarización (ISO) intercambian, informalmente, información de sus reuniones, y la ICRU está designada formalmente como enlace entre dos de los

Comités Técnicos de la ISO. La ICRU también intercambia informes definitivos con las siguientes organizaciones:

Oficina Internacional de Metrología Legal
Oficina Internacional de Pesas y Medidas
Comisión de las Comunidades Europeas
Consejo para la Organización Internacional de Ciencias Médicas
Organización de Alimentos y Agricultura de las Naciones Unidas
Consejo Internacional de las Uniones -Agrupaciones- Científicas
Comisión Internacional de Electrotécnica
Oficina Internacional del Trabajo
Organización Internacional de Física Médica
Asociación Internacional de Protección Radiológica
Unión Internacional de Física Pura y Aplicada
Organización de las Naciones Unidas de Educación, Ciencia y Cultura

La Comisión ha encontrado sus relaciones con todas estas organizaciones fructuosas y de sustancial beneficio en el programa ICRU. Las relaciones con otras agrupaciones internacionales no afectan a la afiliación de la ICRU con la Sociedad Internacional de Radiología.

Financiación

En los primeros días de su existencia, la ICRU actuaba esencialmente basándose en el voluntariado, siendo los costos de viajes y organización sostenidos por las organizaciones a las que pertenecían los participantes (sólo fue originalmente posible la ayuda simbólica de la Sociedad Internacional de Radiología). Al reconocerse la imposibilidad de continuar con este modo de funcionamiento de forma indefinida, se procuraron fondos de operación por varias fuentes.

Durante los últimos diez años, el soporte financiero se ha recibido de las siguientes organizaciones:

Sociedad Americana para la Terapia Radiológica y Oncológica
Consejo para el Control de la Energía Atómica.
Bayer AG
Consejo de las Centrales Eléctricas Generadoras
Sociedad Holandesa de Radiodiagnóstico

Compañía Eastman-Kodak
Corporación Ebara
Eléctrica Francesa
Sistemas Médicos Fuji
Hitachi, Ltd.
Asociación Internacional de Protección Radiológica
Sociedad Internacional de Radiología
Asociación Radiológica Italiana
Asociación de Industrias Japonesas de Aparatos de Radiación
Corporación Konica
Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA)
Instituto Nacional de Ciencias Radiológicas de Japón
Sistemas Médicos Philips, Incorporados
Sociedad de Investigación en Radiación
Scanditronix AB
Siemens
Industrias Pesadas Sumitomo, Ltd
Theratronics
Corporación Toshiba
Hospital Universitario, Lund, Suecia

Además del soporte monetario directo de estas organizaciones, muchas otras proporcionan soporte indirecto para los programas de la Comisión. El soporte se proporciona de varias formas, que incluyen, entre otras, subsidios para (1) el tiempo de participación individual en las actividades ICRU, (2) coste de viajes de reuniones ICRU, y (3) instalaciones y servicios para sus reuniones.

En reconocimiento al hecho de que su trabajo es posible por el generoso respaldo de todas las organizaciones que apoyan su programa, la Comisión expresa su más profundo aprecio.

ANDRE WAMBERSIE
Presidente, ICRU
Bruselas, Bélgica
15 de Febrero de 1999

Agradecimientos

La Comisión desea expresar su agradecimiento a las personas involucradas en la elaboración de este informe, por el tiempo y el esfuerzo dedicado a esta tarea, y expresar su agradecimiento a las organizaciones a las cuales están vinculados. La Comisión desea expresar su agradecimiento

al Dr. T. Landberg, del Hospital General de Mälmo, y al Dr. A. Wambersie, de la Universidad Católica de Louvain por proporcionar los fondos que han hecho posible incluir en este informe ilustraciones en color.

Contenidos

Contenidos	vii
Sinopsis.....	viii
1. Introducción.....	1
2. Volúmenes	3
2.1. Introducción (Puntos de referencia, sistemas de coordenadas y volúmenes)	3
2.1.1. Puntos de referencia.....	3
2.1.2. Sistemas de coordenadas	3
2.1.3. Volúmenes	3
2.2. Volumen Tumor Macroscópico (GTV).....	4
2.3. Volumen Blanco Clínico (CTV)	5
2.3.1. Prescripción del tratamiento de extensiones subclínicas adyacentes a un GTV	6
2.3.2. Prescripción del tratamiento de extensiones subclínicas distantes del GTV.....	6
2.4. Volumen Blanco de Planificación (PTV).....	6
2.4.1. Márgenes por variaciones geométricas e incertidumbres	6
2.4.2. El concepto de Volumen Blanco de Planificación (PTV).....	10
2.4.3. Adición y Combinación de Márgenes.....	11
2.5. Volumen Tratado.....	12
2.5.1. Cuestiones generales.....	12
2.5.2. Índice de Conformidad (CI).....	13
2.6. Volumen Irradiado	13
2.7. Órganos de Riesgo (OR)	13
2.7.1. Definición de Órganos de Riesgo	13
2.7.2. Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo	15
2.8. Recomendaciones para el archivo y la elaboración de informes sobre volúmenes	15
2.9. Probabilidad de beneficios y riesgo de complicaciones	17
3. Dosis absorbidas	21
3.1. Desde la prescripción terapéutica hasta el archivo y la elaboración del informe	21
3.2. El Punto de Referencia ICRU.....	21
3.3. La variación de dosis en el CTV	21
3.4. Los tres niveles de evaluación de dosis para la elaboración de informes	22
3.5. Órganos de Riesgo (OR)	22
3.6. Elaboración de informes sobre dosis en series de pacientes.....	22
3.6.1. Introducción.....	22
3.6.2. Informe sobre la prescripción del tratamiento (Protocolo)	22
3.6.3. Descripción del tratamiento realmente administrado en una serie de pacientes	23
Apéndice.....	26
Referencias.....	45

Sinopsis

Relación con ICRU 50

El presente informe es un suplemento del informe ICRU 50, "*Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones*", publicado en 1993. El informe 50 contenía recomendaciones sobre cómo realizar el informe de un tratamiento con haces externos de fotones. Estas recomendaciones se elaboraron de forma que pudieran ser empleadas por todos los centros en cualquier parte del mundo.

La publicación del informe 50 y su aplicación a situaciones clínicas estimuló un amplio interés, planteó nuevas cuestiones y desencadenó, en ocasiones, enérgicas discusiones y debates.

En los años transcurridos desde la publicación del informe 50, las técnicas de irradiación han avanzado con la introducción de muchos nuevos procedimientos. Estos avances han seguido a las considerables mejoras de la imagen tridimensional, que permiten una exquisita definición de los volúmenes blanco, los volúmenes de interés y los órganos de riesgo. Naturalmente, los sistemas de planificación de tratamientos han evolucionado a la par, permitiendo de esta forma mejores prescripciones de irradiación.

Propósito del presente documento

Por estas razones, la ICRU decidió publicar un documento suplementario con el fin de formular de manera más adecuada algunos conceptos y definiciones y para tener en cuenta las consecuencias de los avances técnicos y clínicos. Este nuevo informe complementa las recomendaciones contenidas en aquel informe previo y refleja estos avances.

Cuando aplicamos un tratamiento de radioterapia, los volúmenes y las dosis deben ser especificados con varios fines: prescripción, registro e informe. No es la finalidad ni el cometido de la ICRU el recomendar técnicas de tratamiento y niveles de dosis absorbida. La prescripción de un tratamiento es responsabilidad del equipo de oncología radioterápica que asiste al paciente. En la elaboración de informes es importante utilizar términos y conceptos claros, bien definidos, carentes de ambigüedad y que sean universalmente aceptados, para asegurar así el entendimiento común. Solo bajo estas condiciones puede alcanzarse un intercambio útil de información entre diferentes centros.

Volúmenes y márgenes

El desarrollo de la terapia conformada y la esperada ganancia terapéutica, así como el aumento del riesgo de no incluir algunas células cancerosas, hace necesaria una definición más precisa de los *márgenes en torno a los volúmenes blanco*. Los conceptos de Volumen Tumor Macroscópico (GTV) y Volumen Blanco Clínico (CTV) no

necesitan ser reconsiderados, pues se trata de conceptos oncológicos independientes de cualquier progreso técnico. Sin embargo, los diferentes factores que deben ser tenidos en cuenta en la delimitación del Volumen Blanco de Planificación (PTV) y sus correspondientes márgenes, merecen una identificación más precisa.

En el presente suplemento se define el Margen Interno (IM) con el fin de tener en cuenta las variaciones en el tamaño, forma y posición del CTV con relación a puntos de referencia anatómicos (p.ej. llenado del estómago o la vejiga, movimientos causados por la respiración, etc.). El margen de configuración (SM) se añade para tener en cuenta todas las incertidumbres en el posicionamiento haz-paciente.

Separar el Margen Interno del Margen de Configuración refleja las diferencias en el origen de las incertidumbres. El Margen Interno es debido principalmente a procesos fisiológicos difíciles o imposibles de controlar. Por el contrario, el Margen de Configuración se añade debido a las incertidumbres relacionadas principalmente con factores técnicos las cuales podrían ser reducidas con una configuración más precisa y la inmovilización del paciente, así como mejorando la estabilidad mecánica de la unidad de tratamiento.

Probabilidad de beneficio frente a riesgo de complicaciones

Finalmente, este suplemento reconoce que la adición lineal de los márgenes asociados a todos los tipos de incertidumbres producirá generalmente un PTV excesivamente grande. Esto podría dar como resultado la superación de la tolerancia del paciente y no reflejaría las consecuencias clínicas reales.

El riesgo de no incluir parte de la población de células cancerosas debe ser sopesado frente a la reducción de riesgo de complicación severa en los tejidos sanos. El balance entre el control de la enfermedad y el riesgo de complicaciones implica a menudo la aceptación de una reducción en la probabilidad de control, con el fin de evitar en los tejidos normales complicaciones severas relacionadas con el tratamiento.

Por lo tanto, la selección de un margen compuesto y la delimitación del PTV implica un compromiso basado en la experiencia y el juicio del equipo de oncología radioterápica.

Órganos de riesgo

El compromiso que asumimos cuando delimitamos el PTV se debe a la presencia de Órganos de Riesgo. Tales órganos de riesgo son tejidos normales cuya sensibilidad a la radiación y su localización en la vecindad del PTV podrían influir significativamente en la planificación o el nivel de dosis absorbida que se empleará. Los problemas

resultantes de la presencia de órganos de riesgo se discuten con más detalle en este suplemento al informe 50.

Se discute el sistema de clasificación de los órganos de riesgo en "serie", "paralelo", o "serie-paralelo", y se explica el uso de este sistema para interpretar la tolerancia de varios órganos de riesgo. Un ejemplo típico de un tejido con una alta "serialidad relativa" es la médula espinal, lo que implica que una dosis por encima del límite de tolerancia, incluso en un volumen pequeño, puede deteriorar totalmente la función del órgano (mielitis). En cambio, el pulmón tiene una baja "serialidad relativa", lo que implica que el principal parámetro para el deterioro de la función pulmonar es la proporción del órgano que recibe una dosis superior al nivel de tolerancia. El corazón puede ser considerado como dotado de una estructura combinada en "serie" (arterias coronarias) y en "paralelo" (miocardio).

Volúmenes de planificación de Órganos de Riesgo (PRV)

El presente suplemento insiste en el hecho de que para los órganos de riesgo, al igual que para el CTV, los movimientos y cambios de forma o tamaño, así como las incertidumbres en la configuración, deben ser tenidos en cuenta. Debe añadirse un margen para compensar por estas variaciones e incertidumbres, lo que lleva al concepto de *Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo (PRV)*. El PRV es el análogo para el órgano de riesgo al PTV del volumen blanco clínico. Para la elaboración de informes, la descripción del PRV (al igual que la del PTV) incluirá el tamaño de los márgenes en todas las direcciones. El PTV y el PRV pueden superponerse, y a menudo así ocurre, lo que implica la búsqueda de un compromiso, tal como se discutió anteriormente.

Índice de Conformidad

Se introduce el concepto de Índice de Conformidad (CI) definido como el cociente entre volumen tratado y el volumen del PTV. Esta definición del CI asume que el Volumen Tratado abarca por completo al PTV. Nótese que el volumen tratado es el volumen de tejido que recibe al menos la dosis seleccionada y especificada por el equipo de oncología radioterápica como aquella apropiada para alcanzar el propósito del tratamiento, radical o paliativo.

No debe sorprendernos que la optimización del CI pueda resultar en el deterioro de otros parámetros tales como el tamaño del volumen irradiado o la homogeneidad de la dosis absorbida en el PTV. De nuevo, optimizar el CI requerirá algunos compromisos globales.

Especificación de dosis en la elaboración de informes

Se mantienen las recomendaciones contenidas en el informe 50 para la especificación de dosis en la elaboración de informes. En primer lugar, se documentará la dosis absorbida en el punto de referencia ICRU. Después se documentarán los mejores estimadores de las dosis máxima y mínima en el PTV. Se documentará también cualquier información relevante disponible, p.ej. Histogramas Dosis-Volumen (HDV). La dosis absorbida a los órganos de riesgo también serán documentadas.

Elaboración de informes dosimétricos para series de pacientes

El informe ICRU 50 se ocupa de la elaboración de informes para pacientes individuales. Un asunto distinto será realizar informes sobre series de pacientes.

En primer lugar, deberá describirse con detalle la prescripción del tratamiento o protocolo, incluyendo los volúmenes, los niveles de dosis absorbida y el fraccionamiento. Los tratamientos serán informados siguiendo las recomendaciones dadas anteriormente y las desviaciones respecto a la prescripción deberán ser señaladas. En particular, las proporciones de pacientes en los cuales la variación de dosis es menor que un $\pm 5\%$, $\pm 5-10\%$, y mayor que un $\pm 10\%$ de la dosis prescrita para el punto de referencia ICRU.

Cuando se informe sobre tratamientos en revistas científicas, se recomienda que el CTV y el PTV prescritos y las dosis correspondientes sean ilustradas mediante un plano de isodosis, dando la dosis absorbida total en Gy.

Los tres niveles de informe

Se conservan los tres niveles de complejidad para la elaboración de informes introducidos en el informe 50. Sin embargo, desde su publicación en 1993, los límites entre estos tres niveles han cambiado debido a las recientes mejoras en las técnicas de irradiación y a los desarrollos en la obtención de imágenes y la planificación de tratamientos.

Ejemplos clínicos

Finalmente, el presente suplemento al informe ICRU 50 contiene un apéndice con tres ejemplos ilustrando cómo pueden aplicarse las recomendaciones en situaciones clínicas. El primer ejemplo compara la irradiación de la cadena mamaria interna usando un campo único de electrones o una combinación de un haz de electrones y un haz de fotones. El segundo ejemplo se ocupa de la irradiación de un adenocarcinoma de próstata. El tercer ejemplo ilustra cómo elaborar el informe de la irradiación de un carcinoma bronquial.

Conclusiones

Este suplemento al informe ICRU 50 proporciona recomendaciones actualizadas que incluyen los muchos avances en técnicas de irradiación, planificación y definición de blancos basada en técnicas de imagen. Para ayudar al necesario proceso de toma de decisiones se define e introduce el concepto de Índice de Conformidad. Finalmente, se proporciona una guía clara para la elaboración de informes en el tratamiento de pacientes individuales y series de pacientes. Por todo ello este suplemento guiará y fomentará los procedimientos de la radioterapia moderna.

Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones (Suplemento al Informe ICRU 50)

1. Introducción

Si las técnicas de irradiación fueran perfectas, sería posible irradiar la totalidad del "volumen a tratar" de forma homogénea (p.ej. 60 Gy) y sin impartir dosis a los tejidos sanos circundantes. Por ejemplo, en esta situación ideal, la dosis prescrita sería 60 Gy, la dosis registrada (en la ficha de tratamiento) sería también 60 Gy, y la dosis informada (p.ej. para publicación o en estudios multicéntricos) sería también 60 Gy.

Desafortunadamente, este ideal no puede ser alcanzado, y la dosis en el volumen blanco puede variar entre límites bastante amplios, dependiendo de las condiciones técnicas. En la actualidad, debido a las limitaciones de las técnicas de irradiación disponibles, la diferencia entre la dosis máxima y la dosis mínima en el volumen blanco alcanza con frecuencia un 10, un 15 o incluso un 20 %. Por ello, pueden introducirse grandes discrepancias, dependiendo de los criterios utilizados para la prescripción, el registro y la elaboración del informe del tratamiento. Un problema adicional puede ser el que los tejidos sanos reciban con frecuencia niveles de dosis similares a la dosis prescrita y que en ocasiones se aproximan a los límites de tolerancia o los superan.

Dische *et al.* (1993) han afirmado que hay evidencia, procedente de datos clínicos publicados, y sugerida por el análisis de los datos del estudio piloto CHART, de que una diferencia de dosis tan pequeña como un 5% puede llevar al empeoramiento o la mejora del control tumoral así como a una alteración del riesgo de morbilidad. Una incertidumbre del 5% puede introducirse de varias formas en la elaboración del informe (p.ej. no clarificando en el informe el nivel de dosis 100, 95, 90 ó 85 %). Una revisión de artículos (Dische *et al.* 1993) indica que en menos del 40% de los artículos la calidad del informe es aceptable. Un informe inadecuado puede llevar a una interpretación errónea de un estudio y a su inadecuada aplicación. Dische *et al.* recomiendan firmemente que sea política editorial publicar sólo aquellos artículos en los cuales la dosis de radiación esté descrita de forma adecuada y sin ambigüedad, y recientemente Bentzen (1998) ha dado también esta recomendación. El problema ha sido también revisado por Landberg y Nilsson (1993).

La Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación (ICRU) reconoció la importancia de estos problemas hace muchos años y, en 1978, publicó el informe

29, *Especificación de Dosis para la Elaboración de Informes en Terapia con Haces Externos de Fotones y Electrones* (ICRU, 1978).

Desde entonces, se hizo evidente la necesidad de una posterior interpretación de los conceptos relativos a la especificación de la dosis, y que serían necesarias indicaciones adicionales si esas primeras recomendaciones publicadas en el informe ICRU 29 iban a ser aplicadas más ampliamente. Además, el rápido aumento del uso de ordenadores en radioterapia, que permitían una mejor planificación y evaluación (3D) de la distribución de dosis, modificaba la práctica clínica, y en 1987 ICRU publicaba su informe 42, *Uso de Ordenadores en los Procedimientos de Radioterapia Externa con Haces de Fotones y Electrones de Alta Energía* (ICRU, 1987). En 1993, ICRU publicó el informe 50, *Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en Terapia con Haces de Fotones* (ICRU, 1993) que reemplazaba al informe 29. Puesto que la terapia con haces de electrones y su dosimetría presentan problemas específicos, es útil tratarlos separadamente; este será el propósito de otro informe ICRU que se encuentra en preparación.

La especificación de dosis para otras técnicas de radioterapia ha sido tratada por la ICRU en el informe 28, *Especificación de Volúmenes y Dosis para la Elaboración de Informes en Terapia Intracavitaria Ginecológica* (ICRU, 1985), y en el informe 58, *Especificación de Volúmenes y Dosis en Terapia Intersticial* (ICRU, 1997). Informes ICRU de próxima aparición versarán sobre especificación de dosis para haces de protones y neutrones.

Cinco años después de la aparición del informe 50, la ICRU decidió que sería apropiado definir conceptos adicionales y formular de forma más precisa algunas definiciones relativas a volúmenes, márgenes, órganos de riesgo, y variaciones e incertidumbre de dosis, a fin de fomentar aún más un lenguaje común y facilitar el intercambio de información científica y clínica. Este documento es el resultado. Las revisiones dadas aquí no contradicen las recomendaciones del informe 50. Más bien reflejan los desarrollos ocurridos desde 1993. Varias razones justifican esta actualización del informe ICRU 50.

En primer lugar mejoras recientes en los procedimientos de representación e imagen, así como en la administración de radioterapia de precisión, permiten mayores dosis en los

tejidos malignos o dosis menores en los órganos de riesgo mediante técnicas con las que la dosis es "conformada" a la prescripción de forma más precisa de lo que era posible con anterioridad. Esto puede tener como resultado una mejor ganancia terapéutica, pero aumenta el riesgo de que ocurran con más frecuencia errores "en el margen" (geométricos) socavando el propósito de la nueva técnica. Los diferentes tipos de márgenes de seguridad que deben añadirse al Volumen Blanco Clínico, para compensar por los diferentes tipos de variaciones e incertidumbres anatómicas y geométricas, requerirán una mejor definición para la aplicación de estas nuevas técnicas; y esta es un área activa de investigación (ver, p.ej., Ross *et al.* 1990, Holmberg *et al.* 1994, Michalski 1994, Schwartz *et al.* 1994, Purdy *et al.* 1996, y Ekberg *et al.* 1997).

En segundo lugar, los avances en nuestra comprensión de la respuesta de los tejidos normales requiere recomendaciones adicionales, p.ej., sobre volúmenes, dosis y fraccionamiento, para un intercambio de información apropiado y sin ambigüedades (ver, p.ej., Wolbarst *et al.* 1982, Withers *et al.* 1994, Lyman. 1996 y Olsen *et al.* 1994).

Indicamos a continuación los cambios y adiciones al informe ICRU 50. El resto de apartados del informe 50 permanecen sin cambios. El presente informe debe ser considerado un volumen anexo al informe ICRU 50.

El capítulo 2 del presente informe reemplaza la sección 2.3 del informe ICRU 50, y además:

- da recomendaciones más detalladas sobre los márgenes que deben ser considerados para tener en cuenta las variaciones y las incertidumbres anatómicas y geométricas (Sección 2.4 de este Informe)
- introduce el Índice de Conformidad (CI) (sección 2.5.2 de este informe)
- da información sobre cómo clasificar los diferentes tipos de órganos de riesgo (sección 2.7.1 de este informe)
- introduce el Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo (PRV) (sección 2.7.2 de este informe)
- da recomendaciones sobre los gráficos (sección 2.8 de este informe)

La sección 3.6 del presente informe suplementa la sección 2.4 del informe ICRU 50 y da recomendaciones adicionales sobre cómo elaborar informes de dosis no sólo para pacientes individuales sino también para series de pacientes.

Este informe incluye ejemplos clínicos del uso de sus propias recomendaciones y de las contenidas en el anterior informe ICRU 50.

Deben hacerse aquí dos observaciones importantes.

En primer lugar, aunque el título de este informe sea "Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia de Haces de Fotones" se enfatiza la elaboración de

informes. Obviamente, la responsabilidad última sobre el cuidado del paciente recae en el médico que le atiende. Debe reconocerse que, en el presente, la prescripción del tratamiento es realizada en los diferentes hospitales y países usando diferentes principios médicos, oncológicos, dosimétricos y radioterápicos.

No obstante, para lograr un intercambio apropiado de información entre centros, es esencial utilizar los mismos términos, definiciones y conceptos. El mismo tratamiento realizado en diferentes centros debe describirse del mismo modo, y cualquier oncólogo radioterapeuta que lea una descripción de un tratamiento realizado en un centro cualquiera debe entender completamente cómo ha sido aplicado.

Dicho esto, es obvio que la adopción de los mismo conceptos y definiciones para la prescripción, el archivo y la elaboración de informes del tratamiento simplificará el procedimiento y reducirá con seguridad el riesgo de confusiones y errores.

La segunda cuestión que requiere especial atención es el nivel de compleción y complejidad en las recomendaciones sobre elaboración de informes.

Específicamente, las recomendaciones *básicas* deben ser suficientemente simples para permitir su uso en todos los centros. La posible desventaja de esta aproximación, si no se completa con recomendaciones adicionales, es obvia: alguna información adicional útil y relevante puede no figurar en el informe y perderse. Por lo tanto, en este informe (como en el informe 50) se reconocen en la planificación diferentes niveles de complejidad para la elaboración de informes, y se permite la inclusión una información más completa. Sin embargo, se actualizan los límites entre estos niveles.

La elaboración de informes en el nivel 1 será simple para permitir su uso en todos los centros. El nivel 2 contiene información más completa y relevante, y el nivel 3 es el apropiado para técnicas en desarrollo y técnicas especiales. La elaboración de informes de nivel 1 es en ocasiones suficiente en muchos centros y también en tratamientos sencillos, tales como los tratamientos paliativos, realizados en centros bien equipados y con suficientes recursos humanos.

Se enfatiza a lo largo de este documento que toda la información relevante será incluida en el informe empleando las definiciones de términos y conceptos discutidos aquí y en el informe 50. En el informe 50 y en el presente documento, la ICRU se esfuerza en establecer conceptos simples y sin ambigüedades y definiciones que puedan ser aceptadas por la comunidad radioterapéutica.

La implementación completa de todas las recomendaciones requerirá al menos planificación de nivel 2, pero al mismo tiempo, la elaboración de informes de parámetros básicos (nivel 1) proporcionará una conexión con planificaciones menos sofisticadas, pasadas, presentes o futuras.

2. Volúmenes

2.1. Introducción (Puntos de referencia, sistemas de coordenadas y volúmenes)

Para conseguir una radioterapia precisa, ha de ser posible relacionar las posiciones de los tejidos, órganos o volúmenes con las posiciones y orientaciones de los haces usados tanto para la obtención de imágenes como para el tratamiento. Esto requiere el uso de tres sistemas de coordenadas, uno en el paciente, otro asociado a la unidad de imagen y un tercero asociado a la unidad de tratamiento. Las posiciones de órganos, tejidos y volúmenes relacionados con el tratamiento son referidas a puntos de referencia anatómicos o marcas de alineación y al sistema de coordenadas del paciente. Las posiciones y orientaciones de las unidades de imagen y tratamiento se definen en los sistemas de coordenadas de cada unidad. Los puntos de referencia sirven para relacionar estos sistemas de coordenadas pues estos puntos se encontrarán bien definidos tanto en el sistema de coordenadas del paciente como en los sistemas de coordenadas de las unidades. Las coordenadas del "blanco" pueden así ser definidas en el sistema de coordenadas externo durante la planificación.

2.1.1. Puntos de referencia

La alineación del paciente en una posición estable y reproducible es un requisito previo para la correcta definición de volúmenes y configuraciones de los haces. La forma más efectiva para conseguirlo es el uso de unos sistemas de inmovilización del paciente adecuados. Se usarán entonces puntos de referencia, internos o externos, o puntos o líneas de alineación para establecer el sistema de coordenadas del paciente y para obtener una alineación reproducible del paciente en las unidades de imagen o tratamiento.

Los *Puntos de Referencia Internos* son hitos anatómicos (p.ej. estructuras óseas o cavidades aéreas) que pueden ser usados para localizar el Volumen Tumor Macroscópico (GTV) y el Volumen Blanco Clínico (CTV) y para configurar con precisión la unidad de imagen, simulación o tratamiento. A menudo será necesario emplear distintos puntos de referencia para haces distintos y si tuviéramos más de un GTV o CTV.

Los *Puntos de Referencia Externos* son puntos palpables o visibles localizados en la superficie del cuerpo del paciente, o próximos a ella, o en la superficie de dispositivos inmovilizadores que se ciñan al exterior del cuerpo (p.ej. máscaras faciales y colchones de vacío). También pueden usarse como puntos de referencia externos marcas en la piel o tatuajes de alineación que guarden con la totalidad del cuerpo una relación reproducible (p.ej. estructuras óseas).

2.1.2. Sistemas de coordenadas

En la planificación y realización del tratamiento se emplean tres tipos distintos de sistemas de coordenadas.

Sistema de coordenadas del paciente. El sistema de coordenadas para el paciente está basado en puntos de referencia internos o externos. El sistema de coordenadas se define empleando uno de estos puntos como origen y otros puntos para la orientación y la alineación del paciente.

Sistemas de coordenadas de las unidades de imagen y tratamiento. Estos sistemas se definen respecto a los distintos elementos de la unidad, brazo, colimadores, haz de radiación, haz luminoso, haces láser de alineación y desplazamientos de la mesa.

La figura 2.1 (modificada del informe ICRU 42 [ICRU 1987]) presenta los tres diferentes sistemas de coordenadas:

- del paciente
- de las unidades de imagen
- de las unidades de tratamiento

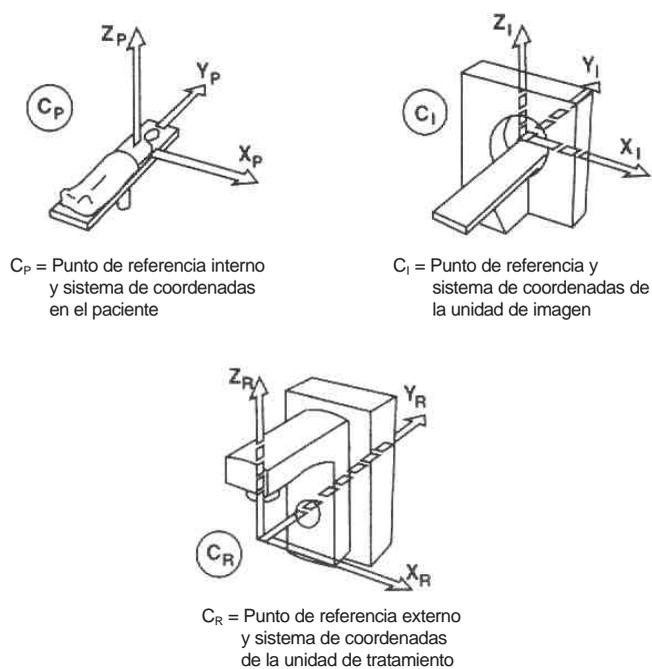


Fig. 2.1. Ejemplo de un conjunto de sistemas de coordenadas:

C_P = el sistema de referencia del paciente en relación a un punto de referencia interno.

C_I = el sistema de referencia solidario a la unidad de imagen empleado para la adquisición de información (p.ej. TC)

C_R = El sistema de referencia solidario a la unidad de terapia para referir las variaciones geométricas de los haces y el paciente respecto a un punto externo de referencia.

2.1.3. Volúmenes

La determinación de los volúmenes de tratamiento de un paciente con enfermedad maligna consiste en una especificación secuencial de tejidos, órganos y volúmenes.

Estos volúmenes son (Figs. 2.13, 2.14 y 2.16):

- Volumen Tumor Macroscópico (GTV)
- Volumen Blanco Clínico (CTV)

Volumen Blanco de Planificación (PTV)
Volumen Tratado
Volumen Irradiado
Órganos de Riesgo (OR)
Volumen de Planificación del Órgano de riesgo (PRV)

Más adelante se discutirá cada uno de estos volúmenes. Debe señalarse que el GTV y el CTV representan volúmenes en los que se conoce o sospecha la existencia de tumor, y que el OR representa tejido normal; el resto son conceptos puramente geométricos que no se corresponden estrictamente con tejidos u órganos.

2.2. Volumen Tumor Macroscópico (GTV)

El Volumen Tumor Macroscópico (GTV) es la extensión y localización demostrable del crecimiento maligno.

El GTV consiste en el tumor primario ("GTV primario") y posiblemente linfadenopatías metastásicas ("GTV nodular") y otras metástasis ("GTV M"). Casi siempre el GTV corresponde a aquellas partes del crecimiento maligno donde la densidad de células tumorales es mayor. Debe impartirse por tanto una dosis adecuada a todo el GTV para alcanzar el objetivo de la terapia radical.

En ocasiones no será posible definir un GTV tras intervención quirúrgica.

La forma, tamaño y posición del GTV pueden determinarse mediante examen clínico (p.ej. inspección, palpación, endoscopia) o técnicas de imagen (p.ej. rayos X, TC, radiografía digital, ultrasonografía, RMN y medicina nuclear). Los métodos usados deberán satisfacer los requerimientos necesarios para clasificar el tumor de acuerdo a los sistemas TNM (UICC, 1997) y AJCC (AJCC, 1997). De esta forma la definición del GTV estará de acuerdo con los criterios de clasificación TNM. La figura 2.2 muestra un ejemplo.

La forma y tamaño del GTV (tumor primario, linfadenopatías metastásicas y otras metástasis) puede diferir en apariencia, en ocasiones significativamente, dependiendo de la técnica de examen empleada en la evaluación, p.ej. palpación, mamografía, rayos X y examen macroscópico de la pieza quirúrgica para tumores de mama (ejemplo de la figura 2.3), TC y RMN para algunos tumores cerebrales. El oncólogo radioterapeuta indicará qué método ha sido usado para la evaluación y la definición del GTV. En cualquier caso, aun empleando las mismas técnicas, las variaciones entre observadores distintos pueden ser significativas (Fig. 2.4).

El GTV puede estar confinado sólo a parte de un órgano (p.ej. un cáncer de mama T1) o puede implicar un órgano completo (p.ej. en metástasis cerebrales múltiples). El GTV puede extenderse, o no, más allá de los límites normales del órgano implicado.

Para la elaboración de informes, el GTV será descrito en términos anatómicos o topográficos estándar, p.ej. "tumor de 18mm × 12mm × 20mm en el lóbulo izquierdo de la próstata, adyacente a la cápsula pero sin romperla". En muchas ocasiones, una descripción verbal podría ser

demasiado incómoda, por lo tanto, para registro y análisis será necesario un sistema de clasificación. Se han propuesto muchos sistemas para codificar la descripción anatómica, algunos de los cuales se mencionan en el informe ICRU 50 (ICRU, 1993).

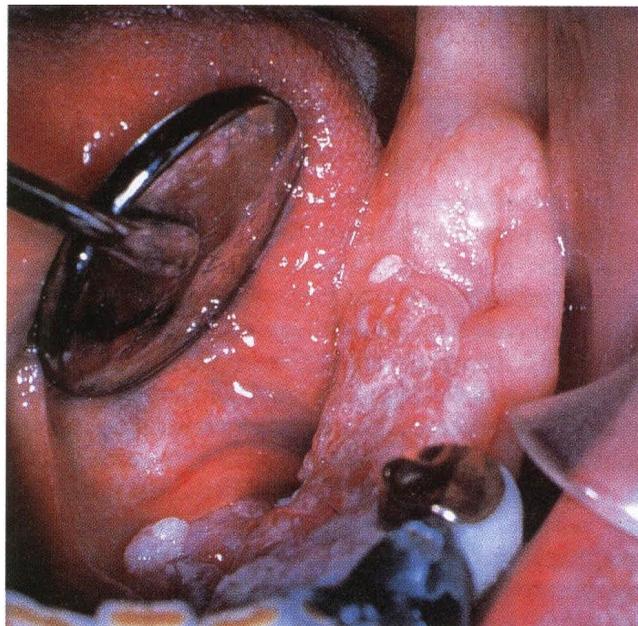


Fig. 2.2. Examen clínico de un paciente con carcinoma en el suelo de la boca (caso número 4, apéndice, informe ICRU 50)

El examen muestra un tumor parcialmente ulcerado de 45 mm × 35 mm × 40 mm. El tumor se extiende a la lengua, con infiltración profunda de los músculos, sin alcanzar la línea media. No hay adenopatías regionales. La biopsia muestra carcinoma infiltrante de células escamosas moderadamente diferenciadas.

Por lo tanto:

Diagnóstico clínico: Carcinoma oral (ICD-02 = C04.9).

Tipo y grado: carcinoma infiltrante de células escamosas moderadamente diferenciado (SNOMED = 807032, TNM = G2).

Extensión y estadio: T4 N0 M0 = IVA

GTV: lugar = suelo de boca izquierdo y lengua móvil izquierda (código anatómico, ICRU 50, tabla I.2 = C04.9-2 + C02.9-2).

(cortesía del Hospital Universitario Malmö, Suecia).

Existen al menos tres razones para describir e informar el GTV de una forma completa y precisa. En primer lugar, como se indicó anteriormente, para la estadificación, p.ej., de acuerdo al sistema TNM. En segundo lugar, porque una dosis adecuada deberá administrarse como mínimo a todo el GTV para alcanzar el control local del tumor en el tratamiento radical (en caso contrario, la probabilidad de control local decrecerá). En tercer lugar, la regresión del GTV durante el tratamiento puede usarse, con cuidado, como predictor de la respuesta tumoral.

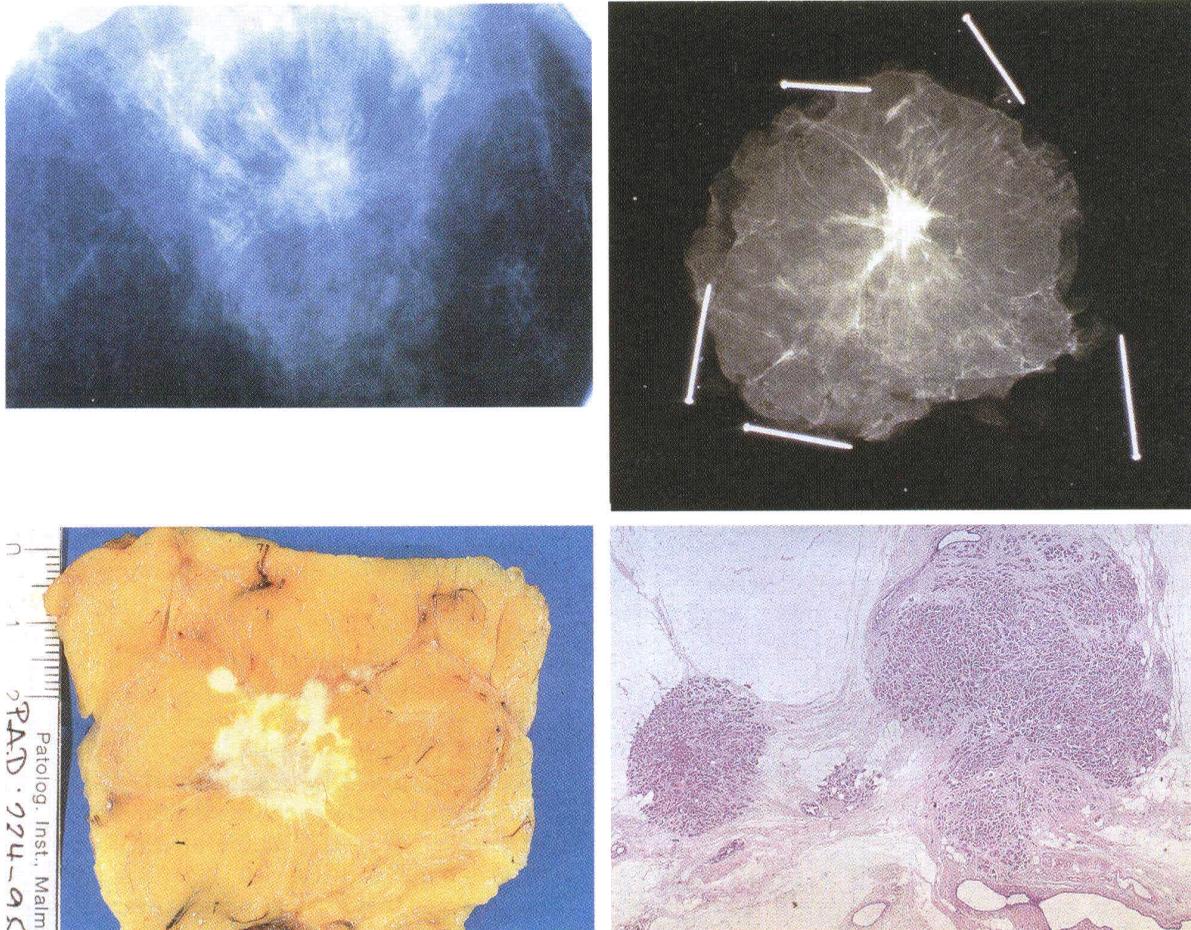


Fig. 2.3. Apariencia de un cáncer de mama tubulo-ductal en:

Mamografía (arriba izquierda).

Imagen de rayos X de la pieza quirúrgica (arriba derecha).

Imagen macroscópica de la pieza quirúrgica (abajo izquierda).

Imagen microscópica de la pieza quirúrgica (abajo derecha).

Dependiendo de que método de examen se utilice para establecer el tamaño del GTV, podemos llegar a diferentes categorías T/pT (e incluso diferentes estadios) en la clasificación TNM.

(Cortesía del Hospital Universitario de Malmö, Suecia)

2.3. Volumen Blanco Clínico (CTV)

El Volumen Blanco Clínico (CTV) es un volumen de tejido que contiene un GTV demostrable o enfermedad maligna subclínica que debe ser eliminada. Este volumen debe ser tratado adecuadamente para alcanzar el objetivo de la terapia radical.

El Volumen Blanco Clínico es, al igual que el GTV, un concepto puramente clínico-anatómico y puede ser descrito como aquel que incluye, junto al tumor conocido, estructuras con sospecha no demostrada clínicamente, de diseminación (de aquí "enfermedad subclínica").

Macroscópicamente, los tumores pueden aparecer bien delimitados o tener bordes indefinidos (Fig.2.5.).

Cuando se realiza el examen microscópico de un cáncer, a menudo se encuentran extensiones subclínicas en torno al GTV (Fig.2.6.). Además, las áreas sospechosas de

diseminación subclínica, p.ej. nodos linfáticos regionales (N0), pueden ser consideradas para la terapia.

De este modo, pueden describirse dos tipos de enfermedad subclínica (adyacente al GTV y distante, p.ej. los nodos linfáticos), como se ilustra en la Fig. 2.7. La prescripción se basa entonces en la asunción de que en algunos órganos o tejidos definibles anatómicamente, podría haber, con algún nivel de probabilidad, células cancerosas; aun cuando éstas sean subclínicas y no puedan detectarse con las técnicas disponibles hoy día. La estimación de esta probabilidad se basa en la experiencia clínica proveniente de tratamientos adecuadamente documentados y de su seguimiento. Para la prescripción del tratamiento, estos depósitos subclínicos (o su probabilidad de existencia) pueden ser descritos en términos de riesgo de manifestaciones detectables posteriores si no son tratados adecuadamente en su estadio subclínico.

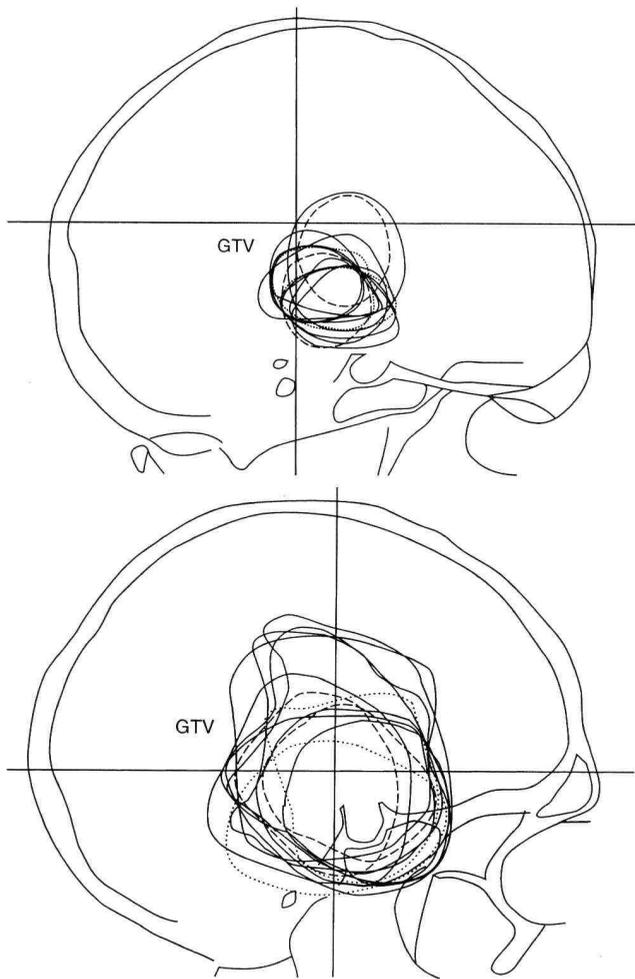


Fig. 2.4. Representación esquemática de las radiografías laterales de dos pacientes con tumores cerebrales, donde el GTV ha sido delimitado por:

- 8 oncólogos radioterapeutas (trazo continuo)
 - 2 radiólogos (línea punteada)
 - 2 neurocirujanos (línea discontinua)
- (adaptado de Leunens *et al.* 1993.)

En un paciente particular, pueden existir más de un CTV para los cuales se prescriben dosis diferentes. En la Fig.2.7. se ilustra una situación en la que se consideran un tumor primario y sus linfáticos regionales de forma separada (p.ej. en procedimientos conservadores de mama). En otras situaciones, el objetivo es tratar dos o más volúmenes blanco clínicos a diferentes niveles de dosis. Un ejemplo de esto es el empleo de sobreimpresión, donde a menudo el volumen de alta dosis (que normalmente contendrá al GTV) se sitúa dentro del volumen de baja dosis.

2.3.1. Prescripción del tratamiento de extensiones subclínicas adyacentes a un GTV

La experiencia clínica indica que fuera de los límites del GTV existe generalmente extensión subclínica, i.e., células malignas individuales, pequeñas agrupaciones celulares o extensiones microscópicas que no pueden ser detectadas

por procedimientos de estadificación. El GTV, junto con estos volúmenes de extensión subclínica local, puede ser definido como el Volumen Blanco Clínico (CTV) si se prescribe a ambos una misma dosis. Este CTV se llamará usualmente Volumen Blanco Clínico Uno (CTV I). Si el GTV ha sido eliminado mediante cirugía radical, pero se considera necesaria la radioterapia para los tejidos próximos que permanecen en el lugar donde se encontraba el GTV extirpado, este volumen se denota también usualmente como CTV I.

2.3.2. Prescripción del tratamiento de extensiones subclínicas distantes del GTV

Pueden considerarse también, para terapia, volúmenes adicionales con presunta dispersión subclínica (p.ej. nodos linfáticos regionales). Estos se definen también como Volumen Blanco Clínico y pueden designarse como CTV II, CTV III, etc.

Para la elaboración de informes, el Volumen Blanco Clínico debe definirse con términos anatómicos claros o acordes a los códigos correspondientes conforme a las recomendaciones para el GTV (ver por ejemplo la tabla 1.2 en el informe ICRU 50).

La identificación y descripción de los GTV y de los CTV es por tanto parte de la prescripción del tratamiento.

Debe resaltarse que la prescripción de los GTV y CTV se basa en general en principios oncológicos, y son independientes de la propuesta terapéutica. En particular, no son específicas de la radioterapia. Por ejemplo, en cirugía se toma un margen de seguridad en torno al Volumen Tumor Macroscópico de acuerdo al juicio clínico, lo que implica el mismo uso del concepto Volumen Blanco Clínico que en tratamientos con haces externos de radiación. También en braquiterapia deben ser definidos los volúmenes a tratar y, por lo tanto, se utiliza el concepto de CTV. Las definiciones de GTV y CTV forman parte de la prescripción básica del tratamiento; y ambos son esenciales para el registro médico. Sus definiciones deben preceder a la selección de la modalidad de tratamiento y los subsiguientes procedimientos de planificación del tratamiento.

2.4. Volumen Blanco de Planificación (PTV)

2.4.1. Márgenes por variaciones geométricas e incertidumbres

Una vez que han sido definidos los GTV y se ha adoptado la radioterapia externa como modalidad de tratamiento, debe seleccionarse una disposición adecuada de haces para lograr una distribución de dosis aceptable. La computación de la distribución de dosis puede hacerse actualmente sólo en una modelización estática, cuando de hecho existen variaciones e incertidumbres en las posiciones, tamaños, formas y orientaciones de los tejidos del paciente y de los haces en relación a un sistema de coordenadas común. Éstas se observarán tanto durante cada sesión (variación intrafraccional) como entre una

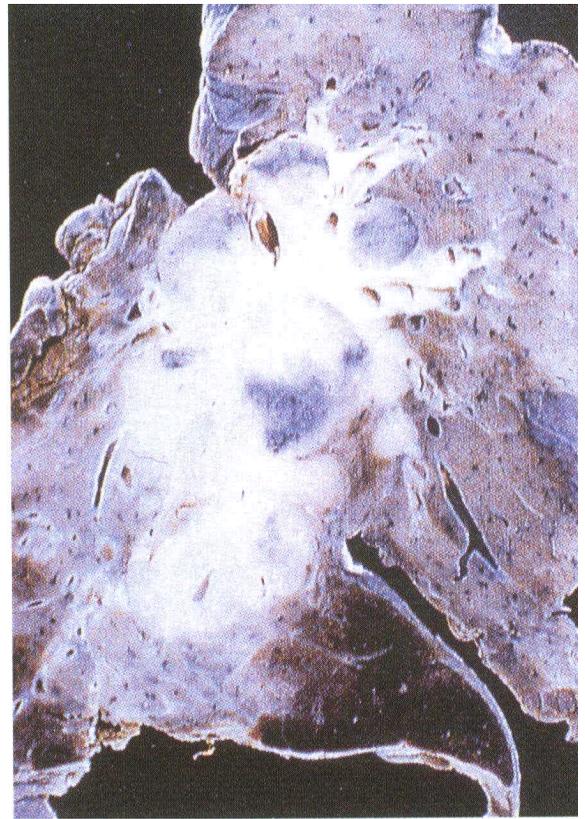


Fig. 2.5. Ejemplo de dos patrones distintos de crecimiento macroscópico en tumores de pulmón. A la izquierda un carcinoma de células grandes en la periferia del pulmón. El tumor está bien delimitado. A la derecha un caso de cáncer de pulmón de células pequeñas (SCLS), con un tumor irregular e invasión a lo largo del árbol bronquial.

(De: Dana-Farber Cancer Institute, Atlas de Diagnóstico Oncológico. T.Skarin M.D. (Ed.). J.B. Lippincott Publishing, 1991. Con permiso)

sesión y otra (variación interfaccional). Los errores pueden introducirse también entre los procedimientos de imagen y la planificación y entre la planificación y la primera sesión de tratamiento.

Las distribuciones de dosis representan situaciones estáticas y no reflejan las incertidumbres en el posicionado de órganos y paciente respecto a los haces. Si no se tiene en cuenta este hecho y no se añaden márgenes, durante parte del tratamiento algunos tejidos pueden desplazarse hacia el interior o el exterior del campo terapéutico; produciendo una sobredosificación o una subdosificación. Otros tejidos pueden moverse en el entorno de un gradiente de dosis siendo difícil establecer la dosis exacta recibida por cada parte del tejido. Por otra parte, el uso de márgenes demasiado grandes dará lugar a una morbilidad innecesaria. No existe una solución ideal, y deberá buscarse un compromiso aceptable.

Para evitar desviaciones significativas respecto a la prescripción en cualquier parte del CTV, deben añadirse márgenes al CTV debido a las variaciones en su posición, tamaño y forma, en cada fracción o entre fracciones. Esto lleva al concepto de Volumen Blanco de Planificación (PTV), (ICRU Report 50 [ICRU, 1993]).

Resulta difícil cuantificar los diferentes tipos de variaciones e incertidumbres, así como sus mutuas influencias. Se está forzado entonces a asumir ciertas hipótesis y en algunos casos a combinar las diferentes variaciones e incertidumbres de acuerdo a aquéllas. Desarrollos recientes, p.ej. en imagen portal electrónica (Holmberg *et al.* 1994; Ekberg *et al.* 1998) y otras técnicas (Ross *et al.* 1990; Schwartz *et al.* 1994) permiten hoy día una mejor cuantificación de estas variaciones e incertidumbres. Otras mejoras técnicas, como el control respiratorio del inicio de irradiación, pueden influir en el tamaño de los márgenes seleccionados.

Para el plan de tratamiento final (definición de los tamaños de los haces, etc.), todas las variaciones e incertidumbres deben ser consideradas, y su efecto global definirá un volumen estático (Volumen Blanco de Planificación [PTV]). La necesidad de los márgenes, incluidos en el PTV, es resultado de una serie de variaciones geométricas e incertidumbres relativas al punto de referencia y al sistema de coordenadas. En la tabla 2.1 se da una lista de las mismas, y las figuras 2.8-2.13 y la tabla 2.3 muestran ejemplos clínicos. La dosis al PTV es representativa de la dosis al CTV.

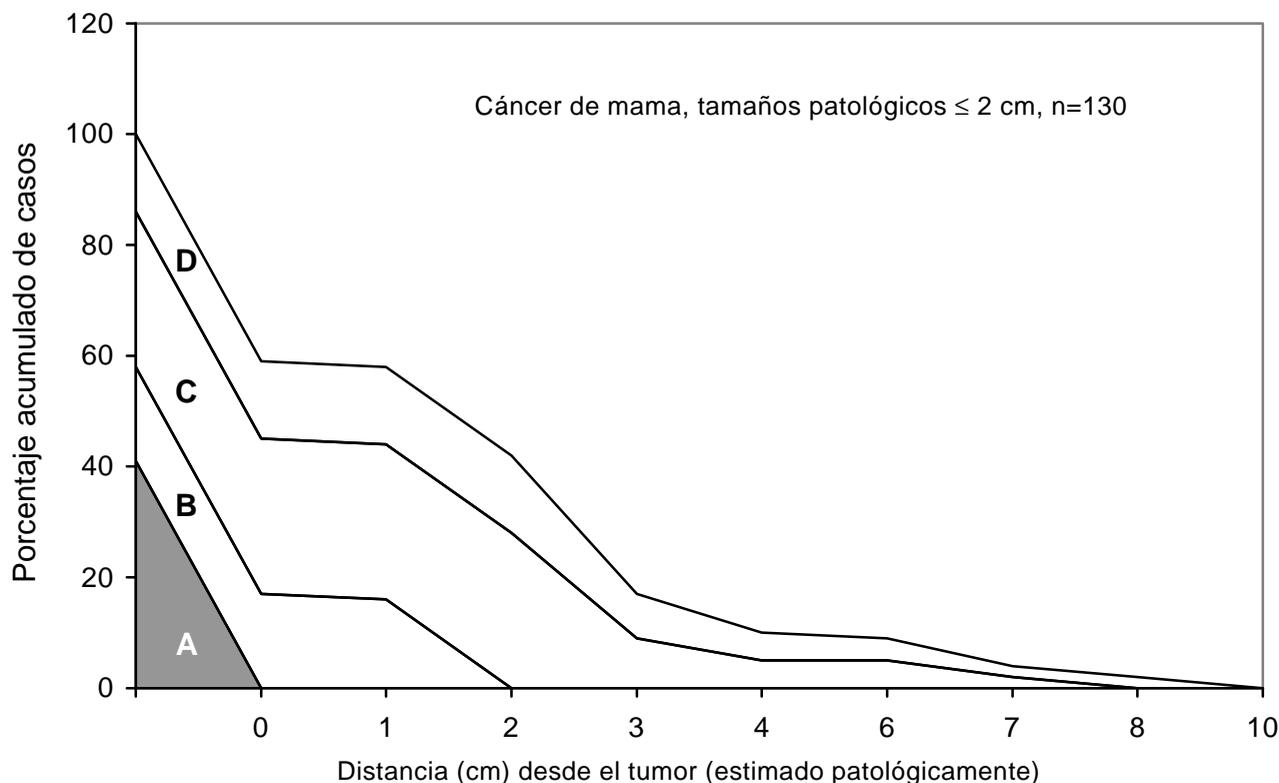


Fig. 2.6. Ejemplo de la distribución de focos tumorales para diferentes distancias desde el borde del Volumen Tumor Macroscópico ("tumor de referencia"). Este gráfico muestra la proporción residual de casos con focos tumorales más allá de la distancia especificada medida desde el tumor de referencia. Los porcentajes indican la proporción de casos con focos tumorales más allá del punto dado en la abscisa (esto es, distancia desde el tumor de referencia).

A: Sin focos tumorales fuera del tumor de referencia (41% de casos).

B: Focos tumorales en los 2 cm del tumor de referencia (17% de casos). No se especifica la distancia exacta ni el carácter invasivo o no invasivo..

C: Foco tumoral no invasivo a más de 2 cm de distancia del tumor de referencia (28% de casos).

D: Foco tumoral invasivo a más de 2 cm de distancia del tumor de referencia (14% de casos).

Reproducido de Holland *et al.*, 1985. [CANCER 1985, 56: 979-990. © 1985 American Cancer Society. Reimpreso con permiso de Wiley-Liss, Inc., una subsidiaria de John Wiley & Sons, Inc.].

La definición de un margen puede dar cuenta de todas las variaciones e incertidumbres potenciales o incluir sólo una cierta proporción (p.ej. 2 desviaciones estándar). Pueden también ser necesarias otras consideraciones, p.ej. si se tiene en cuenta sólo la respiración normal, pero se desprecian los efectos de una inspiración profunda (ver tabla 2.2). La información sobre tales decisiones es útil.

El problema de los márgenes necesarios para tener en cuenta las variaciones geométricas y las incertidumbres es actualmente objeto de gran interés. Pueden encontrarse análisis generales del problema, que incluyen la aplicación de filosofías del riesgo y modelos biométricos, en los informes de Michalski (1994), Austin-Seymour *et al.* (1995a, 1995b), Purdy *et al.* (1996), y Aaltonen-Brahme *et al.* (1997). Algunos artículos han hecho mención explícita de situaciones clínicas. Los problemas encontrados en la radioterapia de la región pélvica han sido discutidos por Ten Haken *et al.* (1991), Hunt *et al.* (1995), Roeske *et al.* (1995) y Tinger *et al.* (1996), y los problemas en el posicionado de los haces en tratamientos de la región torácica por Willet *et al.* (1987), Creutzberg *et al.* (1992), Weltens *et al.* (1993), Balter *et al.* (1996) y Jacobs *et al.*

(1996). La situación para tumores de cabeza y cuello es analizada por Hunt *et al.* (1993), McParland (1993) y Hess *et al.* (1995); para cáncer de mama por Fein *et al.* (1996), y para la región abdominal por Lax *et al.* (1994) y Moerland *et al.* (1994). La radiocirugía esterotáxica es evaluada por Yeung *et al.* (1994).

Para determinar los márgenes es útil pensar en términos de los dos tipos de incertidumbres, márgenes internos y márgenes de configuración.

2.4.1.1 Margen Interno (IM) y Volumen Blanco Interno (ITV)

Se debe añadir un margen al CTV para compensar durante la terapia los movimientos fisiológicos esperados y las variaciones en tamaño, forma y posición del CTV respecto a un punto de referencia interno y su correspondiente sistema de coordenadas. A este margen se le denomina a este Margen Interno (IM).

El Margen Interno, por lo común asimétrico en tono al CTV, tiene como finalidad la de compensar todos los

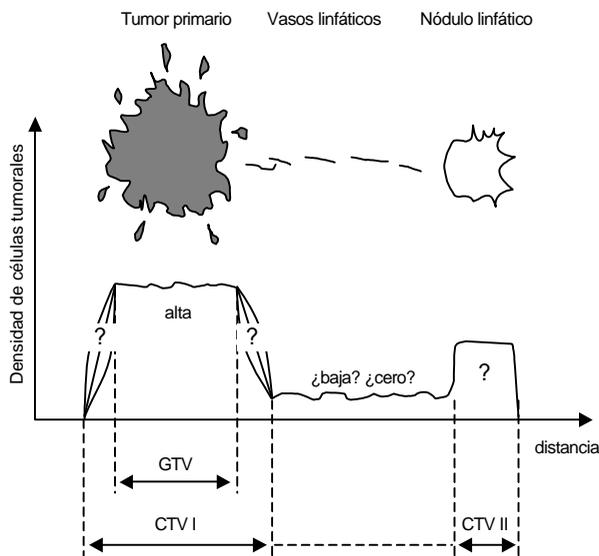


Fig. 2.7. Ejemplo esquemático de un GTV (tumor demostrable = área sombreada) y los CTV considerados por sospecha de extensión subclínica, alrededor del GTV (CTV I, que incluye aquí al GTV) y a ganglios linfáticos regionales (CTV II = área en blanco). La densidad de células tumorales es alta en el GTV, pero puede ser heterogénea (p.ej. a causa de necrosis). Próxima al GTV (suponiendo que no existe un borde anatómico natural tal como la pleura parietal en linfomas del mediastino), es de esperar que exista una zona con extensión subclínica, probablemente con una disminución global de la densidad de células tumorales con la distancia. Es difícil establecer la verdadera variación de la densidad de células tumorales en esta zona (margen de seguridad) y probablemente varíe con el tipo de tumor y su localización. Para el ejemplo clínico mostrado aquí, no puede probarse la existencia de tumor en los vasos linfáticos regionales y en los nódulos linfáticos (N0), pero, basándose en la experiencia clínica, se asume que los nódulos linfáticos pueden contener extensión subclínica, aunque no los vasos linfáticos conectores.

movimientos y variaciones de tamaño, posición y forma de los órganos y tejidos contenidos en el CTV o adyacentes al mismo. Esos movimientos podrían ser resultado, por ejemplo, de la respiración, el diferente llenado de la vejiga o el recto, de la deglución, del latido cardíaco o de movimientos intestinales.

Estas variaciones internas son entonces básicamente fisiológicas y tienen por resultado cambios de localización, tamaño y forma del CTV. Éstos no pueden ser controlados fácilmente. No dependen de incertidumbres externas de la geometría del haz, pero pueden depender del posicionado diario del paciente.

El término Volumen Blanco Interno (ITV) ha sido propuesto como representación del volumen que abarca al CTV y su Margen Interno (Landberg *et al.*, 1996; Aaltonen-Brahme *et al.*, 1997). El ITV está referido al sistema de coordenadas del paciente.

2.4.1.2 Margen de configuración (SM)

Para dar cuenta de forma específica de las incertidumbres (imprecisiones y pérdidas de reproducibilidad) en el posicionamiento del paciente y la alineación de los haces terapéuticos durante la planificación y a lo largo de las sesiones de tratamiento, es necesario un Margen de Configuración (SM) para cada haz. El Margen de Configuración es referenciado en el sistema de coordenadas externo. Las incertidumbre que habrán de compensarse pueden variar en las distintas direcciones

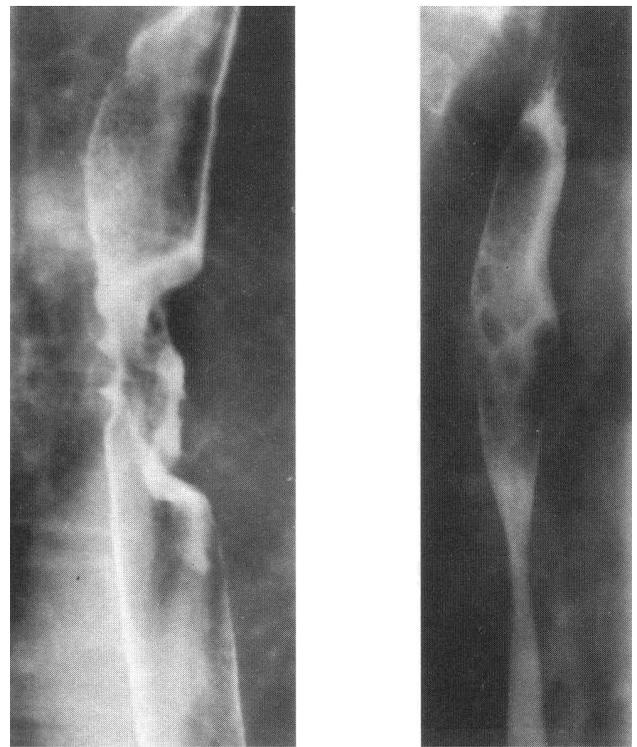


Fig. 2.8. Ejemplo clínico de cambio en el tamaño del GTV durante el tratamiento (variación entre fracciones). Paciente con carcinoma de esófago. El bario ingerido muestra que el tumor, el cual era voluminoso antes del tratamiento (izquierda) ha disminuido durante el curso del mismo y finalmente ha desaparecido macroscópicamente (derecha).

anatómicas y, por tanto, el tamaño de los márgenes dependerá de la geometría de irradiación seleccionada. Las incertidumbres dependen de diferentes tipos de factores, tales como:

- Variación en el posicionado del paciente.
- Incertidumbres mecánicas del equipamiento (p.ej. holguras del brazo, de los colimadores y de la mesa)
- Incertidumbres dosimétricas.
- Errores de transferencia desde el TC y el simulador a la unidad de tratamiento.
- Factores humanos.

Éstos pueden variar de un centro a otro, y en un mismo centro, de una máquina a otra. El uso de inmovilizadores del paciente, la aplicación de programas de garantía de calidad, y factores humanos tales como la habilidad y la experiencia de los técnicos en radiología y radioterapia, son importantes y deben ser tenidos en cuenta. El uso de sistemas de verificación y registro (en tiempo real o no) puede ser también importante y puede modificar significativamente el tamaño de los márgenes de configuración necesarios. La Fig.2.14. ilustra esquemáticamente los diferentes márgenes y volúmenes, así como sus relaciones.

Nótese que, en algunos casos, el Margen Interno toma valores muy pequeños (p.ej. en tumores cerebrales), y en otros casos el Margen de Configuración puede ser muy pequeño (p.ej. con corrección en tiempo real de los distintos errores y variaciones de configuración).

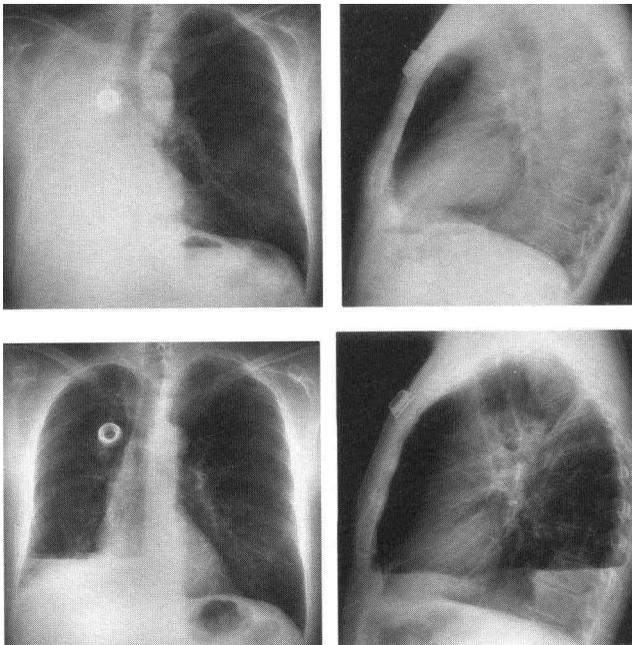


Fig. 2.9. Ejemplo clínico del cambio de posición del CTV durante el tratamiento (variación interfaccional). Paciente con carcinoma broncogénico de lado derecho, localmente recurrente después de quimioterapia previa. Las imágenes superiores muestran radiografías del tórax antes de la radioterapia, con atelectasia total del pulmón derecho. Las imágenes inferiores muestran radiografías de tórax después de administrar 36 Gy al PTV. Existe un reaireado parcial del pulmón, efusión pleural y neumotórax parcial. Comparando con los exámenes previos a la radioterapia, se observa un desplazamiento del mediastino (incluido el CTV) de 26 mm hacia la izquierda. Sin una replanificación durante el curso del tratamiento, podría haber existido una subdosificación importante del PTV.

2.4.2. El concepto de Volumen Blanco de Planificación (PTV)

El Volumen Blanco de Planificación es un concepto geométrico utilizado en la planificación de un tratamiento, y se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiados de los haces, de modo que se asegure que la dosis prescrita es realmente administrada al CTV¹.

La delimitación del PTV es un compromiso, el cual implica un juicio, y por tanto la responsabilidad, del oncólogo radioterapeuta y del radiofísico.

Los bordes del PTV deben ser claramente identificados en gráficos empleados para la planificación. Con el propósito de especificar la dosis en informes y evaluaciones del índice de conformidad, la superficie que define al PTV debe ser cerrada, aun cuando esto no sea necesario para la selección de los parámetros del haz (ver, por ejemplo, Punto de Vista del Haz (BEV), Fig. 2.15 y tratamientos AP-PA, Fig. 2.17.a.1).

¹ Nótese que la definición del Volumen Blanco de Planificación (PTV) tal y como fue incluida en el informe ICRU 50 (ICRU, 1993) y como es usada aquí, es idéntica a la definición de "volumen blanco" en el informe 29 (ICRU 1978)

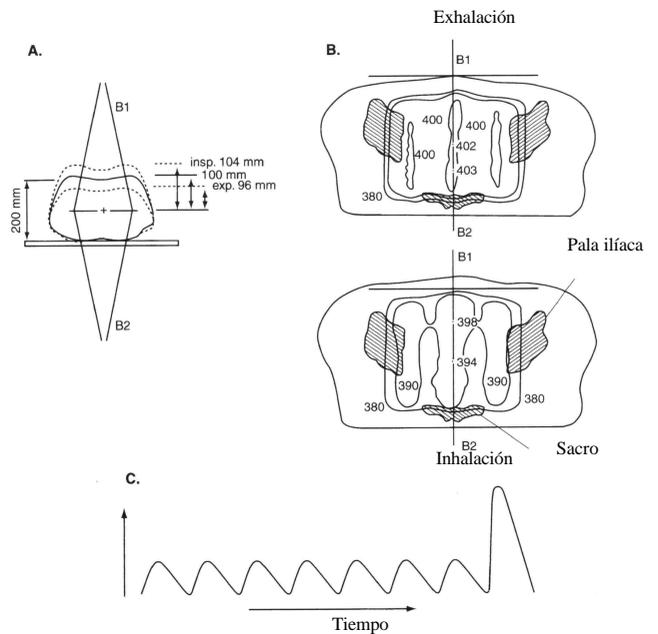


Fig. 2.10. Influencia de la respiración en el contorno del cuerpo, en el movimiento de estructuras internas y en la distribución de dosis.

- Paciente tratado por un lesión de la región abdominal inferior. El grosor del paciente, medido en imágenes de TC, varía ± 4 mm respecto al valor medio.
- Se comparan las distribuciones de dosis para dos campos paralelos y opuestos (B1 en dirección AP, y B2 en dirección PA) en inspiración y expiración completas. Las distribuciones de dosis se presentan en el plano transversal que contiene los ejes de los haces.
- La variación con el tiempo del espesor torácico muestra que, respirando normalmente, la expiración dura más tiempo que la inspiración. Como se ilustra en la parte derecha de la figura, puede tener lugar ocasionalmente una inspiración profunda.

Como se discutirá más adelante, las diferentes variaciones e incertidumbres podrían ser de dos tipos diferentes, A o B ("aleatorias" o "sistemáticas"); las cuales pueden ser independientes unas de otras o estar relacionadas de diferente forma. Su magnitud puede diferir para distintas partes del CTV (p.ej. base o ápice de vejiga y próstata), y para distintos momentos (p.ej. en el ciclo respiratorio). Las situaciones para un único paciente y para la población en su conjunto pueden ser también muy diferentes.

Dependiendo de la situación clínica (p.ej. estado del paciente y localización del CTV) y de la técnica elegida, el PTV puede ser muy similar al CTV (p.ej. pequeños tumores de piel y tumores de pituitaria) o, por el contrario, mucho mayor (p.ej. tumores pulmonares). Puesto que el PTV es un concepto puramente geométrico que debe relacionarse con la descripción anatómica básica, podría extenderse más allá de los límites anatómicos (p.ej. incluir partes de estructuras óseas libres de enfermedad).

En un ejemplo típico de irradiación tangencial de la mama, el movimiento respiratorio provoca que el PTV se extienda más allá de la posición media del contorno corporal (Fig. 2.13.). Esta situación debe ser tomada en cuenta siguiendo normas genéricas cuando se seleccionen

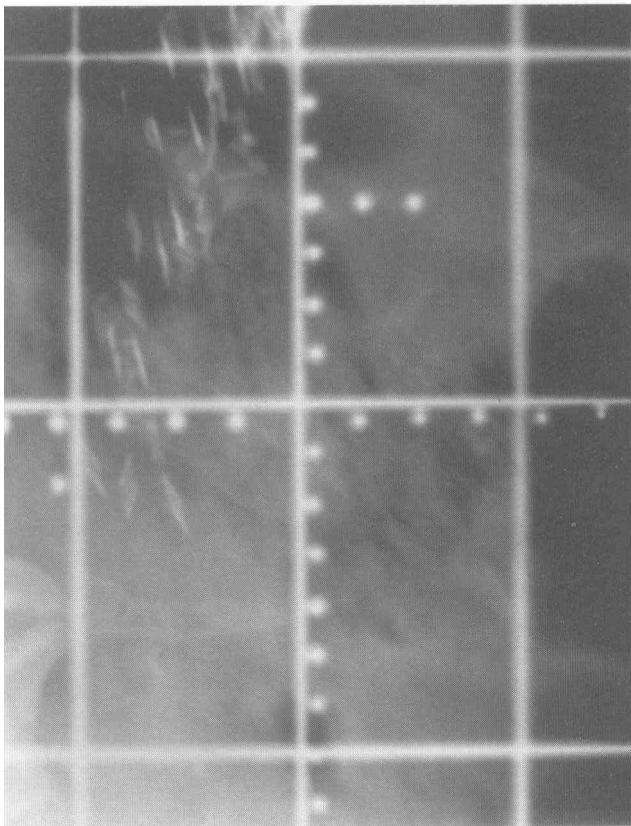


Fig. 2.11. Ejemplo clínico de un posible desplazamiento intrafraccional del GTV (carcinoma de páncreas) en relación a puntos internos fijos (cuerpo vertebral, visible a la izquierda). Debido a los movimientos respiratorios, los clips metálicos implantados en el tumor se mueven al menos 6 mm durante una exposición de 1 segundo en el simulador. Se muestran también los bordes propuestos para el campo de tratamiento (los puntos están separados 1 cm)

los tamaños de haz adecuados para compensar estas incertidumbres geométricas. Sin embargo, en estos casos existirá un problema al calcular y representar las distribuciones de dosis en el PTV, dado que éstas carecen de sentido fuera del contorno corporal, cuando sólo disponemos de una representación estática "promedio" del mismo. Como una aproximación, podemos realizar los cálculos de dosis asumiendo que los tejidos normales se extienden más allá de la superficie hasta la posición extrema (ver Fig.2.13., línea a trazos) de forma que la distribución de dosis absorbida en el CTV sea similar a la que se encontraría si no hubiesen incertidumbres geométricas, y de esta forma calcular y representar la distribución de dosis en el PTV. En cualquier caso, se recomienda realizar una descripción del método empleado.

La presencia de tejidos sanos radiosensibles (Órganos de Riesgo, ver definición más adelante) dificulta la elección del PTV. Si la configuración provisional de haces empleada da lugar a un compromiso insatisfactorio entre la selección de un adecuado PTV y el riesgo de complicaciones, entonces deberemos considerar una configuración alternativa como parte del procedimiento de optimización.

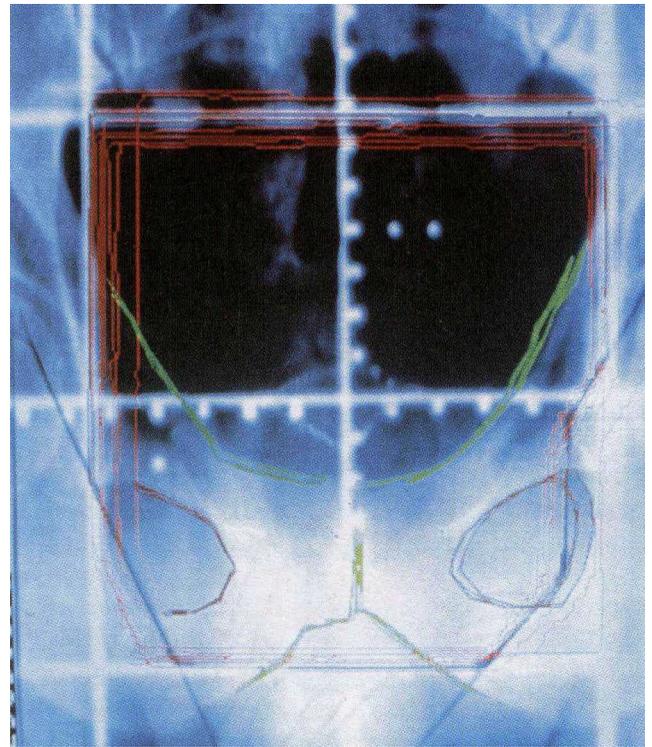


Fig. 2.12. Ejemplo de variaciones significativas en el posicionado del haz y el paciente. En la placa de simulación del tratamiento de un tumor pélvico, el campo anterior prescrito se indica con líneas blancas. Las líneas rojas representan los bordes del haz en fracciones sucesivas usando imágenes de verificación del tratamiento. Éstas parecen indicativas de ambos tipos de incertidumbres A y B (ver texto, sección 2.4.3).

(Cortesía de Lars Ekberg, MD, Dept.of Oncology, Malmö, Suecia.)

Si el PTV y el PRV se superponen (ver sección 2.7.2), deberá tenerse en cuenta al prescribir la dosis y el fraccionamiento. En algunos casos puede ser necesario cambiar la prescripción (volúmenes o niveles de dosis) y aceptar una nueva probabilidad de beneficio. En tratamientos radicales, cuando la probabilidad de control local disminuye, puede cambiar el objetivo terapéutico de radical a paliativo.

2.4.3. Adición y Combinación de Márgenes

Cuando se elige un PTV, los diferentes tipos de márgenes identificados anteriormente deben ser añadidos o combinados. La figura 2.16 describe diferentes situaciones.

Al elegir los márgenes, el riesgo de perder parte del CTV debe ser sopesado frente al riesgo de complicaciones debido a un PTV demasiado grande. Por ejemplo, si los márgenes se añaden linealmente, el PTV resultante puede, con frecuencia, ser demasiado grande, con el consecuente riesgo de exceder la tolerancia del paciente.

Puesto que los márgenes son introducidos para compensar las incertidumbres aleatorias y sistemáticas, se emplea con frecuencia una aproximación de combinación cuadrática similar a la recomendada por la Oficina Internacional de Pesos y Medidas (BIPM, 1981). Esta puede proporcionar un medio para combinar tanto las

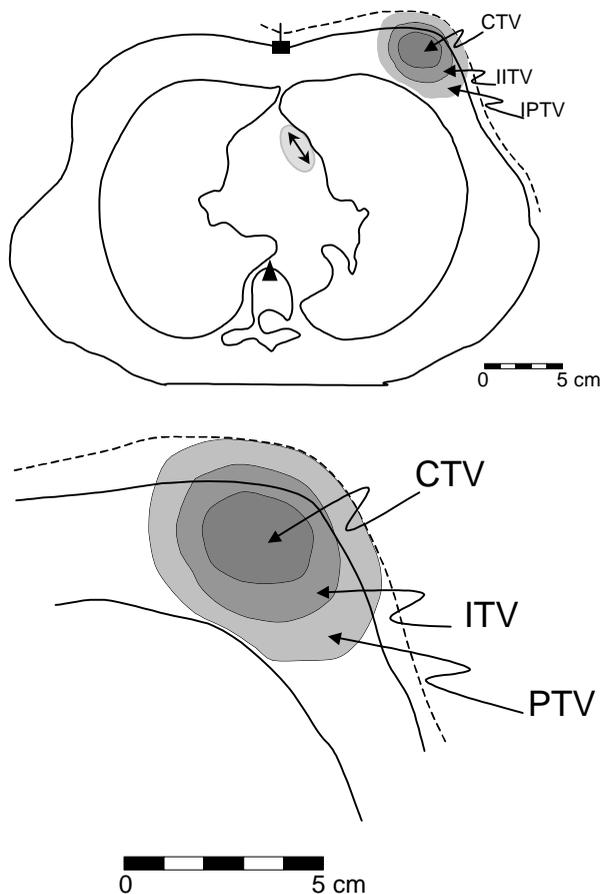


Fig. 2.13. Paciente con cáncer de la mama izquierda después de lumpectomía (no hay GTV presente) considerada para radioterapia postoperatoria de la mama completa (administrada como en la figura 2.6. del informe ICRU 50, aunque aquí no se muestra), y una sobreimpresión (mostrada aquí) sobre el lecho tumoral. Se indican las relaciones entre los diferentes volúmenes y márgenes en una sección plana. Se muestran los puntos de referencia internos y externos. Debido al movimiento respiratorio, el PTV se extiende más allá de la posición promedio del contorno corporal.

Gris claro	= CTV (Volumen Blanco Clínico),
Gris	= ITV (Volumen Blanco Interno),
Gris oscuro	= PTV (Volumen Blanco de Planificación),
↔	= OR (Órgano de Riesgo, en este caso la arteria coronaria descendente anterior izquierda, mostrada aquí su proyección en la sección),
punteado	= PRV (Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo),
————	= Posición promedio de contorno y tejidos,
-----	= Posición extrema de los tejidos normales (ver sección 2.4.2.),
▲	= Punto de Referencia Interno,
■	= Punto de Referencia Externo

incertidumbres aleatorias y sistemáticas como las incertidumbres correlacionadas y las no correlacionadas. En muchas situaciones, este proceder suministra resultados realistas y aceptables (Mijnheer *et al.*, 1987). Desafortunadamente, esta aproximación ideal puede aplicarse estrictamente sólo en situaciones donde uno pueda identificar las causas o errores y cuantificar las

incertidumbres (p.ej. mediante desviaciones estándar). Actualmente esto, en general, no es posible excepto para unas pocas situaciones (p.ej. algunos protocolos de terapia conformada).

En la práctica, en el presente, el PTV debe ser delimitado por el equipo de oncólogos radioterapeutas basándose en el juicio y experiencia extraídos de la observación y evaluación del riesgo de fallos y complicaciones. En cualquier caso, el método usado para seleccionar los márgenes y sus dimensiones debe estar claramente documentado en el informe.

NOTA: LA PENUMBRA

La penumbra de los haces no se considera cuando delimitamos el PTV. En cualquier caso, cuando se seleccionen los tamaños del haz, el grosor de la penumbra debe ser tenido en cuenta y el tamaño del haz debe ser ajustado (agrandado) en consecuencia.

2.5. Volumen Tratado

2.5.1. Cuestiones generales

Debido a las limitaciones de las técnicas de irradiación el volumen que recibe la dosis prescrita no coincide en general con el PTV; puede ser mayor (algunas veces mucho mayor) y, en general, de forma más simple. Esto lleva al concepto de Volumen Tratado:

El Volumen Tratado es el volumen de tejido que (de acuerdo con el plan de tratamiento aprobado) es planificado para recibir al menos una dosis seleccionada y especificada por el equipo de oncología radioterápica que sea apropiada para alcanzar los propósitos del tratamiento, esto es, erradicación del tumor o paliación, dentro de los límites de las complicaciones aceptables.

El Volumen Tratado es el volumen encerrado por la superficie de isodosis correspondiente a ese nivel de dosis. El valor de isodosis relativo que define el Volumen Tratado respecto de la dosis en el Punto de Referencia ICRU debe establecerse al elaborar el informe. Como alternativa, el valor del nivel de dosis seleccionado para definir el Volumen Tratado puede expresarse como dosis absoluta. Por ejemplo, si la dosis prescrita en el Punto de Referencia ICRU es 60 Gy y si se acepta una variación de la dosis en el PTV entre el +7% y el -5%, el Volumen Tratado está encerrado por la superficie de isodosis de 57 Gy (= 95% de 60 Gy).

El diseño del Volumen Tratado se completa en el momento en que se completa el procedimiento de planificación del tratamiento, y la configuración de los haces, junto con otros parámetros de la irradiación, han sido verificados. El propósito de los Procedimientos de Garantía de Calidad es asegurar que el Volumen Tratado real se corresponde con el Volumen Tratado planificado.

Es importante identificar el Volumen Tratado y su forma, tamaño y posición respecto al PTV por varias razones. Una es evaluar e interpretar las causas de las recidivas locales (“en el campo” frente a “marginales”).

Tabla 2.1 - Factores a considerar cuando se define el Volumen Blanco de Planificación

Categoría	Variaciones intrafraccionales (variaciones durante una fracción)		Variaciones interfractionales (variaciones durante el curso completo del tratamiento)	
	Aleatorias	Sistemáticas	Aleatorias	Sistemáticas
Variaciones del CTV				
En tamaño	Procesos fisiológicos (circulación, respiración, peristalsis)	Procesos fisiológicos (circulación)	Procesos fisiológicos (p.ej. grado de llenado de la vejiga, gas intestinal)	Reducción del tumor o ingestión
En posición relativa a un punto fijo del paciente	Procesos fisiológicos (circulación, respiración, peristalsis)	Cambio en la posición de tratamiento (prono-supino)	Procesos fisiológicos (grado de llenado de cavidades)	Pérdida de peso
Variaciones en la posición del paciente relativa a los haces de tratamiento	Movimientos del paciente		Conformación diaria	Errores técnicos

Otra es evaluar e interpretar las complicaciones en los tejidos normales (que se encuentran fuera del PTV pero dentro del Volumen Tratado).

2.5.2. Índice de Conformidad (CI)

Cuando el PTV está incluido completamente en el Volumen Tratado puede definirse un Índice de Conformidad (CI) como el cociente entre el Volumen Tratado y el volumen del PTV. Knöös *et al.* (1998) han propuesto un Índice de Conformidad de Radiación (RCI) semejante.

El CI puede usarse como parte del proceso de optimización. Es necesario enfatizar que al definir el CI está implícito que el Volumen Tratado engloba completamente al PTV.

2.6. Volumen Irradiado

El Volumen Irradiado es aquel volumen de tejido que recibe una dosis considerada significativa en relación con la tolerancia del tejido normal.

Si se incluye el Volumen Irradiado en un informe, la dosis significativa debe expresarse en valor absoluto (en Gy) o en valor relativo respecto a la dosis especificada para el PTV. El Volumen Irradiado depende de la técnica de tratamiento usada.

Nótese que el tamaño del Volumen Irradiado respecto del Volumen Tratado puede aumentar cuando el número de haces aumenta (Fig. 2.17 y Tabla 2.3). Esto supone un

Tabla 2.2 -Rango de movimientos (mm) del CTV en relación a puntos fijos internos en una muestra de 20 pacientes de cáncer de pulmón, estudiado mediante fluoroscopia durante respiración normal^a

	Medio-lateral	Cráneo-caudal	Dorso-ventral
Máximo	5.0	12.0	5.0
Media	2.4	3.9	2.4
Desviación estándar	1.4	2.6	1.3

^a De Ekberg *et al.*, 1998

compromiso, y es responsabilidad del equipo de oncología radioterápica establecer cuál es el tratamiento óptimo.

En “terapia conformada” pueden reducirse tanto el Volumen Tratado como el Volumen Irradiado empleando conformadores de campo, por ejemplo mediante MLC (colimadores multi-hoja) o bloques.

2.7. Órganos de Riesgo (OR)

2.7.1. Definición de Órganos de Riesgo

Los Órganos de Riesgo (“estructuras normales críticas”) (véase también la sección 3.5) son tejidos normales (p. ej., la médula espinal) cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente en la planificación del tratamiento o en la dosis prescrita.

Tabla 2.3 - Variación del Volumen Tratado y del Volumen Irradiado para diferentes colocaciones de los haces

Colocación de los haces	PTV (359 cm ³)	Razón de volúmenes	
		Volumen tratado PTV	Volumen Irradiado PTV
A. CAMPOS ABIERTOS			
Dos campos paralelos y opuestos	1	4.35	8.56
Tres haces que se intersecan	1	2.61	11.90
Cuatro haces que se intersecan	1	2.61	9.58
Terapia rotatoria	1	2.18	9.14
B. COLIMACIÓN MULTILÁMINAS			
Tres haces que se intersecan	1	1.74	7.40
Cuatro haces que se intersecan	1	1.60	6.38

Nota: Un ejemplo de tratamiento de un adenocarcinoma de próstata, usando 2,3 y 4 haces que se intersecan y terapia rotatoria (campos abiertos, cuadrados o rectangulares), y 3 ó 4 haces que se intersecan con colimación multiláminas (terapia conformada). Las distribuciones de dosis se representan en la Fig.2.17. La isodosis 100% se toma en el Punto de Referencia ICRU (intersección de los ejes de los haces). El volumen tratado está encerrado en la superficie de isodosis 95%, y el volumen irradiado por la superficie de isodosis 50%. Cuando el número de haces aumenta, el Índice de Conformidad (CI₉₅) (es decir la razón entre el Volumen Tratado y el PTV) decrece (se aproxima a la unidad). No así el Volumen Irradiado. El uso de un colimador multilámina mejora sustancialmente la situación. (De N. Gupta, Ph.D., The Ohio State University).

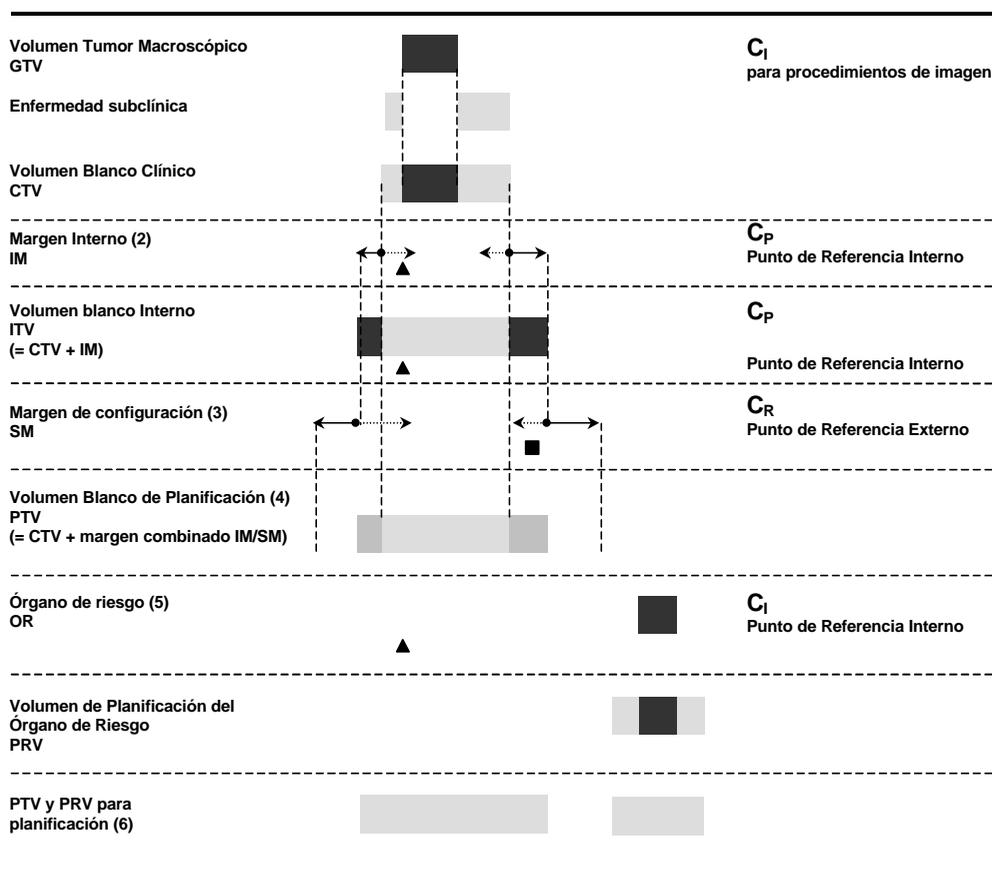


Fig. 2.14. Representación esquemática de los diferentes volúmenes y márgenes.

Notas:

- (1) Para las explicaciones, ver secciones 2.1 - 2.7.
- (2) El Margen Interno puede ser asimétrico.
- (3) Al igual que el Margen Interno, el Margen de Configuración también puede ser asimétrico.
- (4) Para delimitar el PTV, el IM y el SM no se añaden linealmente (pues esto puede dar lugar a un PTV excesivamente grande), sino que se combinan de forma esencialmente subjetiva (para explicaciones, ver el texto). El PTV es de esta forma más pequeño que si se sumaran simplemente el IM y el SM de forma lineal.
- (5) Para los Órganos de Riesgo (OR), los márgenes se añaden como para el PTV.
- (6) El PTV y el PRV pueden superponerse o no.

Actualmente, nuestro conocimiento acerca de la sensibilidad de los tejidos normales procede fundamentalmente de observaciones clínicas. Sin embargo, se han propuesto diferentes aproximaciones para modelizar la probabilidad de complicaciones de los tejidos normales (NTCP): el modelo empírico propuesto por Wolbarst *et al.* (1982), y también descrito por Lyman (1985), y los modelos funcionales basados en el concepto de SUF (subunidades funcionales) (Withers *et al.* 1988, Källman *et al.* 1992 y Olsen *et al.* 1994).

El concepto de SUF sugiere que, con el propósito de evaluar la respuesta al fraccionamiento dependiendo del volumen irradiado, los tejidos de un Órgano de Riesgo pueden considerarse organizados funcionalmente como una

estructura en “serie”, en “paralelo” o en “serie-paralelo” (Fig. 2.18). Por ejemplo, la médula espinal posee una alta “serialidad relativa”, lo que supone que una dosis por encima de los límites de tolerancia, aun sobre un pequeño volumen de este Órgano de Riesgo, puede tener un efecto grave; mientras que el pulmón es un órgano de baja “serialidad relativa”, lo que significa que el parámetro más importante es el tamaño relativo (al volumen total) del volumen irradiado por encima del nivel de tolerancia.

Los efectos tardíos para el tratamiento en *mantle* de la enfermedad de Hodgkin pueden servir como ejemplo Gustavsson *et al.*, 1990, 1992). Para una dosis similar, los efectos tardíos tras la irradiación parcial de los pulmones

Nótese que el PTV y el PRV pueden solaparse.

2.8. Recomendaciones para el archivo y la elaboración de informes sobre volúmenes

Cuando se elabore el informe de un tratamiento con radiaciones, debe ofrecerse en primer lugar alguna información oncológica importante, por ejemplo, la descripción (plural cuando relevante) de:

- Volumen Tumor Macroscópico (GTV)
- Volumen Blanco Clínico (CTV)

Después debe incluirse la información relativa al propio tratamiento, en particular:

- Volumen Blanco de Planificación (PTV)
- Volumen Tratado
- Volumen Irradiado
- Volumen de Planificación para Órganos de Riesgo

La descripción del Volumen Blanco de Planificación es un punto clave en la descripción del tratamiento. El diseño del Volumen Blanco de Planificación es siempre un compromiso, que precisa del juicio, de la experiencia y, por tanto, de la responsabilidad del equipo de oncología radioterápica. Los márgenes que se suman o combinan, así como los Órganos de Riesgo que se tienen en cuenta al definir el PTV, deben describirse claramente a fin de que el propósito del tratamiento y las dosis que se incluyen en el informe puedan entenderse sin ambigüedades.

Además, como recomendación general, debe incluirse la información adicional que sea relevante.

Es práctica usual marcar la posición de las estructuras anatómicas con diferentes colores para mostrar la propia interpretación de las decisiones tomadas. Un ejemplo común es representar “el tumor” en rojo. En la planificación del tratamiento, se usarán distintos colores para las estructuras anatómicas, “regiones de interés”, geometría de los haces y distribución de dosis absorbida. Los colores deben interpretarse fácilmente.

Actualmente no existe un acuerdo general sobre la elección de diferentes colores o tonalidades para estos propósitos.

En este informe se recomienda seguir la siguiente convención:

GTV: rojo oscuro
CTV: rojo claro
ITV: azul oscuro
PTV: azul claro
OR: verde oscuro
PRV: verde claro
Tatuajes: negro

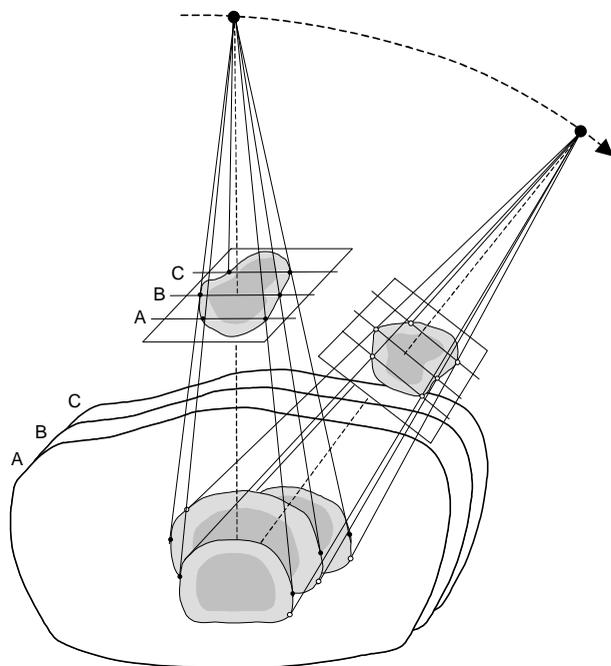


Fig. 2.15. Ilustración de Punto de vista del Haz (BEV) para dos campos isocéntricos. Se indican el CTV y el PTV (gris oscuro y gris claro, respectivamente, en las tres secciones). Se muestran las proyecciones del CTV y del PTV en los dos planos perpendiculares a los ejes de los haces. Los pequeños círculos rellenos y abiertos sirven para ilustrar las geometrías de proyección.

(un tejido paralelo) son mucho menos serios que aquéllos que se producen en el corazón (una combinación de tejidos en serie [arterias coronarias] y en paralelo [miocardio]).

Por el momento, el modelo no ha sido comprobado suficientemente como para considerarlo en recomendaciones firmes, pero subraya de hecho un problema importante. Puede emplearse para establecer si el Órgano de Riesgo se considera organizado principalmente en serie, en paralelo o en una combinación serie-paralelo.

2.7.2. Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo

Como en el caso de Volumen Blanco de Planificación, deben considerarse cualesquiera movimientos de los Órganos de Riesgo durante el tratamiento, así como las incertidumbres en el posicionamiento durante el programa de tratamiento completo.

Debe añadirse un margen al OR para compensar esas variaciones e incertidumbres, empleando los mismos principios que se aplican para el PTV. En particular, pueden identificarse los márgenes Interno y de Posicionamiento.

Esto lleva, en analogía con el caso del PTV, al concepto de *Volumen de Planificación para Órgano de Riesgo* (PRV).

Para elaborar informes se recomienda que, al igual que el PTV, el PRV sea descrito incluyendo el tamaño de los márgenes del Órgano de Riesgo en diferentes direcciones.

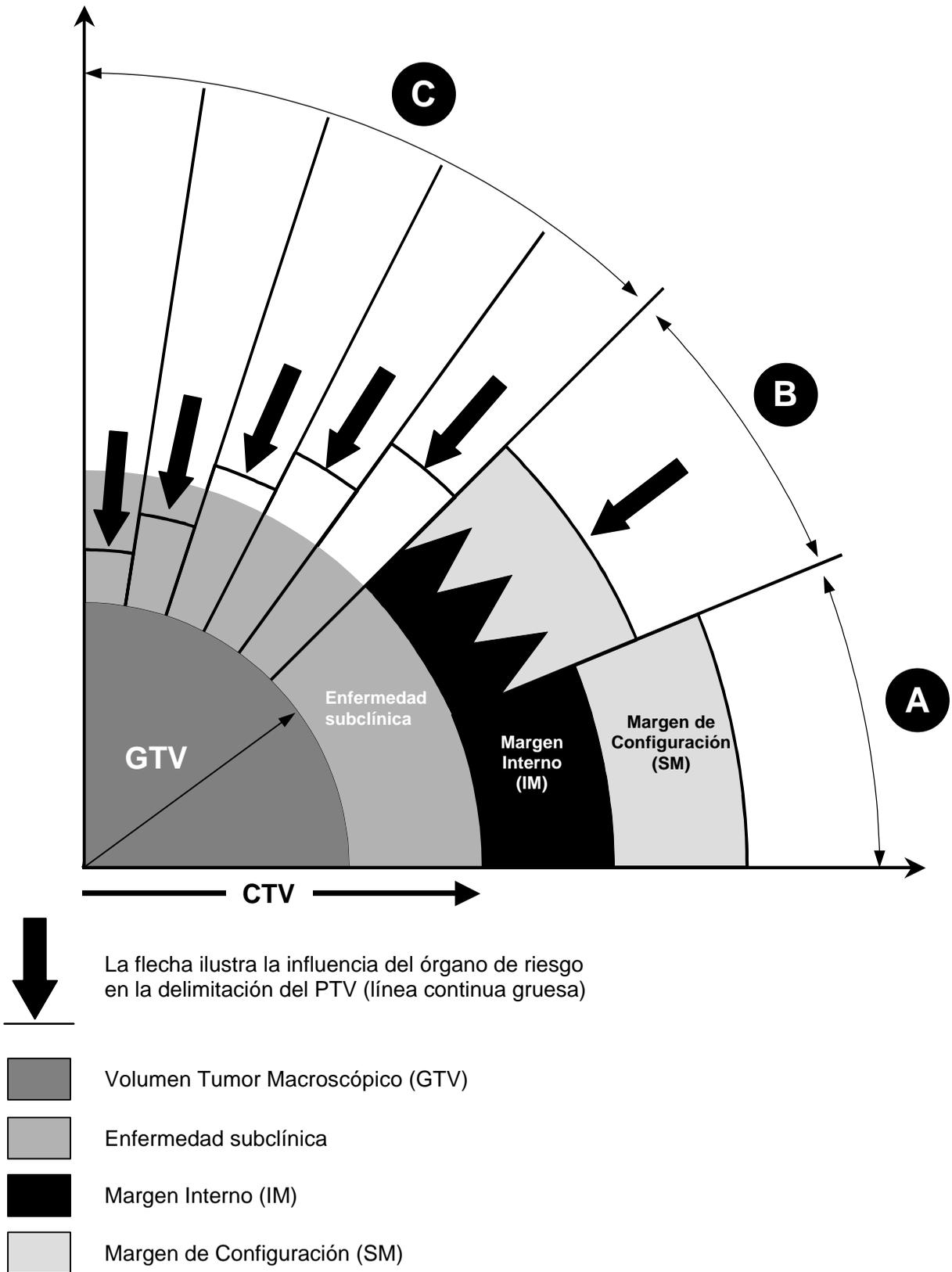


Fig. 2.16. Representación esquemática de las relaciones entre los diferentes volúmenes (GTV, CTV, PTV y PRV) en diferentes situaciones clínicas
 (La leyenda de la figura continúa en la página siguiente)

En el caso de identificar nuevos Órganos de Riesgo, para evitar confusiones, pueden emplearse otros colores como el amarillo (o pardo) (el color oscuro indica el OR y el color claro correspondiente el PRV). En las figuras que se han confeccionado específicamente para este documento se emplea el código de colores recomendado, aunque en aquéllas que se han tomado de otras fuentes se reproduce el esquema original de los autores.

Los volúmenes deben presentarse como superficies de color (Fig. 2.13) y no sólo por sus contornos.

Es importante que unas convenciones nuevas como las anteriores se introduzcan en un departamento sólo si se espera que proporcionen seguridad y que no aumenten el riesgo de errores o confusiones.

2.9. Probabilidad de beneficios y riesgo de complicaciones

Generalmente se irradia un margen de seguridad en torno al GTV para tratar la enfermedad subclínica. También por esta razón se irradian los ganglios linfáticos regionales. Esto conduce al concepto de CTV (véase la sección 2.3). Se añade un margen de seguridad adicional para tener en cuenta los movimientos y las variaciones de forma y tamaño del CTV, así como la variación e incertidumbres en el posicionamiento de los haces y el paciente. Esto lleva al concepto de PTV (véase la sección 2.4).

El concepto de margen de seguridad también puede aplicarse al OR, ya que, debido a los movimientos de los órganos en el cuerpo y a las incertidumbres en la

colocación de los haces en relación al paciente, existe un riesgo de que el OR reciba una dosis excesiva.

Idealmente, preferiríamos irradiar sólo los tejidos que contienen células malignas, esto es, el GTV y los tejidos normales afectados por la enfermedad subclínica. En la práctica, se acepta el riesgo de irradiar tejidos no invadidos si la probabilidad de que estén afectados es alta.

La probabilidad de afección subclínica en torno al GTV y de los ganglios linfáticos regionales sólo puede conocerse a partir de la experiencia clínica. Es por tanto una cuestión de juicio clínico si está o no justificado el tratamiento de esos tejidos. Deben tenerse en cuenta otros factores cuando se toma semejante decisión: la eficacia de la irradiación de la enfermedad subclínica o métodos alternativos de tratamiento (cirugía o quimioterapia). También debe considerarse la morbilidad. Además debe evitarse sobretratar pacientes que tendrán recaídas locales o a distancia, o pacientes ya curados mediante un tratamiento con éxito del GTV. Puede esperarse que los métodos de diagnóstico por imagen futuros permitan la detección de la enfermedad subclínica, que formará entonces parte del GTV. Sin embargo, el problema no se elimina por completo; sólo se modificarán los niveles de probabilidad.

Durante el proceso de planificación del tratamiento, deben añadirse márgenes adicionales al CTV para evitar la subdosificación de alguna de sus partes. De igual modo, deben añadirse márgenes en torno al OR para evitar la sobredosificación de alguna de sus partes. Estos dos tipos de volúmenes y sus márgenes pueden solaparse, y debe adoptarse el mejor compromiso posible; lo cual depende de la experiencia, juicio y pericia del equipo de radioterapia, así como de las instalaciones y medios técnicos disponibles.

Fig.2.16. (continuación)

Situación A.

Se añade un margen en torno al Volumen Tumor Macroscópico (GTV) para tener en cuenta una potencial invasión subclínica. El GTV y su margen definen el Volumen Blanco Clínico (CTV).

En Terapia de haces externos, debe considerarse un margen adicional de seguridad por variaciones geométricas e incertidumbres, con el fin de asegurar que todas las partes del CTV reciben la dosis prescrita.

Se añade un Margen Interno (IM) por las variaciones en posición, forma o tamaño del CTV. Esto define el Volumen Blanco Interno.

Se añade un Margen de Configuración (SM) para tener en cuenta todas las variaciones e incertidumbres en el posicionado haz-paciente.

CTV + IM + SM definen el Volumen Blanco de Planificación (PTV) en el cual se basa la selección de los tamaños de los haces y su disposición.

Situación B.

La simple adición (lineal) de todas las fuentes de incertidumbre geométrica, como se hace en la situación A, lleva generalmente a un PTV excesivamente grande, lo que será incompatible con la tolerancia de los tejidos sanos circundantes.

En tales condiciones, en lugar de añadir los márgenes interno y de configuración linealmente, debe encontrarse un compromiso y aceptar un PTV menor. En cualquier caso, cuando la intención sea optimizar el tamaño del margen de seguridad "global", una aproximación cuantitativa (p.ej. usando el formalismo de $\sqrt{\sum s^2}$) será relevante sólo si todas las incertidumbres, y sus σ , son conocidas, esto es, sólo en algunos protocolos sofisticados.

Situación C.

En la mayoría de las situaciones clínicas se adopta un margen de seguridad "global". En algunos casos, la presencia de Órganos de Riesgo reduce dramáticamente el tamaño del margen de seguridad aceptable (presencia de médula espinal, nervio óptico, etc.). En otras situaciones se pueden aceptar mayores márgenes de seguridad.

Puesto que la incidencia de invasión subclínica puede decrecer con la distancia al GTV (véase Fig.2.6.) una reducción del margen de seguridad puede ser compatible con la posibilidad de curación, aun siendo con una probabilidad menor.

Es importante resaltar que el tamaño de los diferentes márgenes de seguridad puede variar con el ángulo desde el cual observamos el PTV (p.ej. estructuras óseas o tejidos fibróticos pueden prevenir, al menos temporalmente, la diseminación maligna).

(Nótese que si no puede administrarse a todo el CTV una dosis adecuada, la intención terapéutica en su totalidad cambiará de radical a paliativa)

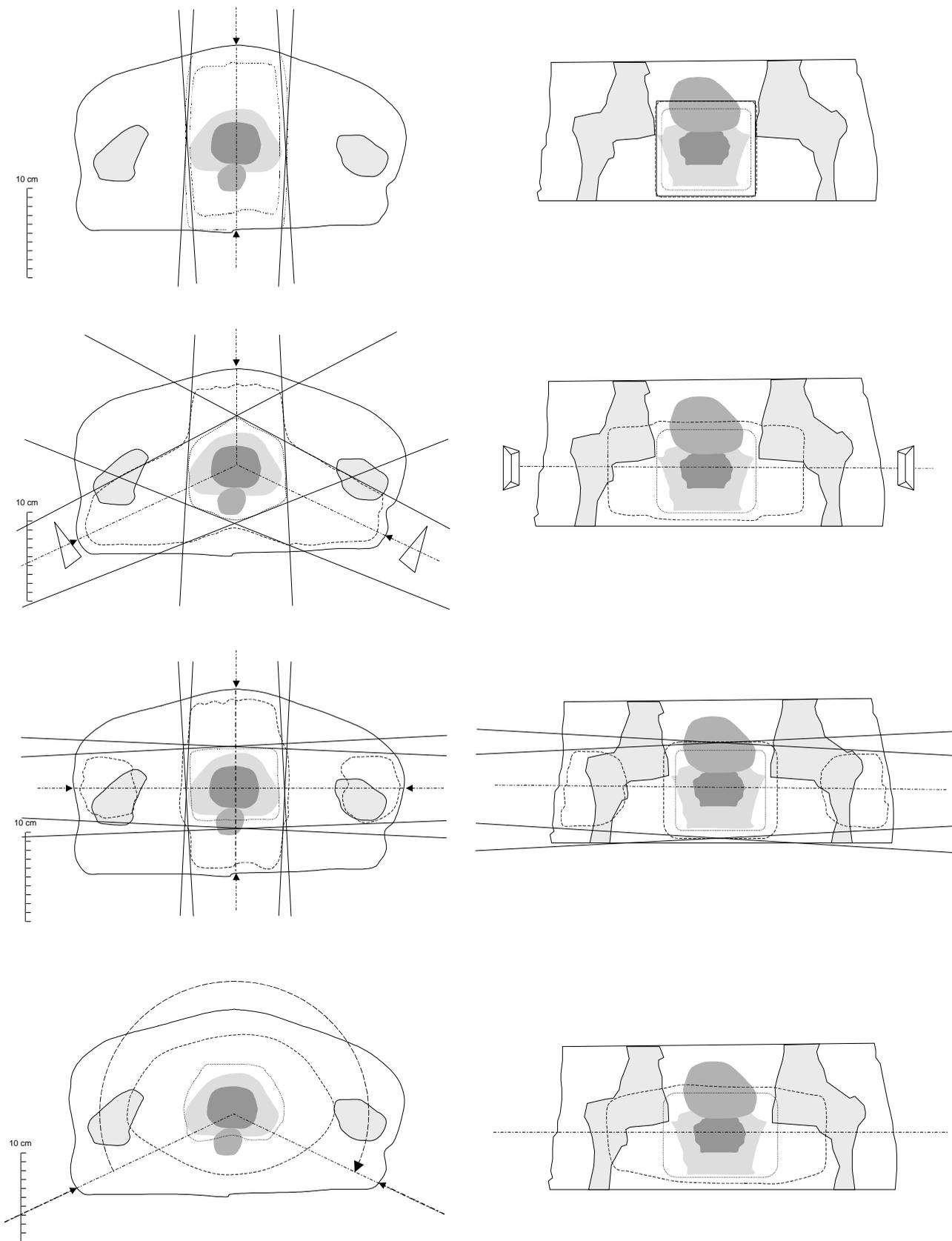


Fig. 2.17. a Comparación de seis Volúmenes Tratados diferentes resultantes de la irradiación de un mismo Volumen Blanco de Planificación en el tratamiento de un adenocarcinoma de próstata usando dos (2.17.a.1), tres (2.17.a.2), cuatro (2.17.a.3) campos fijos y arcoterapia (2.17.a.4) con campos abiertos y tres (2.17.a.5) y cuatro (2.17.a.6) campos con colimador multiláminas. Los ejemplos de distribuciones de dosis se muestran en secciones trasversales y coronales respectivamente. El CTV se muestra en gris oscuro. El PTV en gris claro. El recto se indica en gris medio y las estructuras óseas en gris claro (contorneadas). Se ha normalizado al 100% la dosis en el punto de referencia ICRU. Las seis figuras comparan la distribución de dosis en planos centrales. Los volúmenes tratados son los encerrados por la isodosis 95% (· · · · ·). Los volúmenes irradiados son los encerrados por la isodosis 50% (-----). Para las planificaciones con 3 ó 4 campos, se comparan las distribuciones de dosis obtenidas con campos no conformados y con campos conformados (MLC).

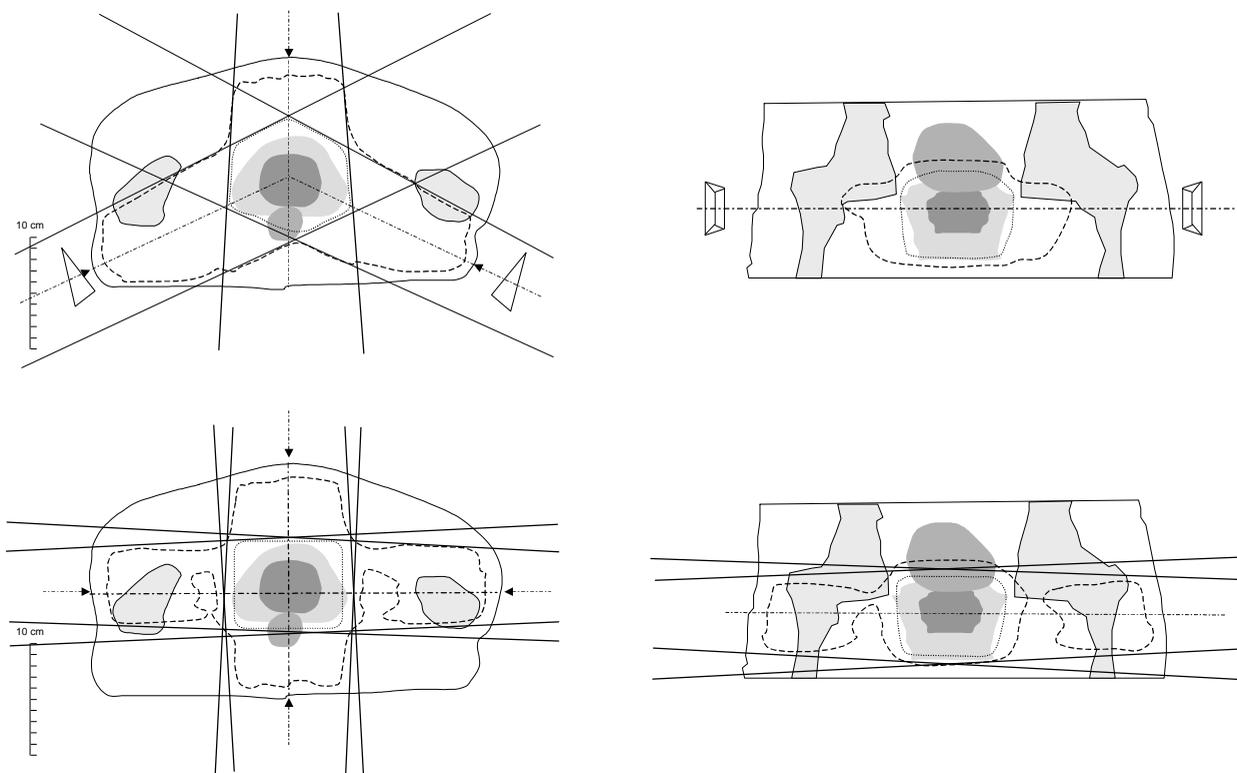


Fig.2.17. (continuación)

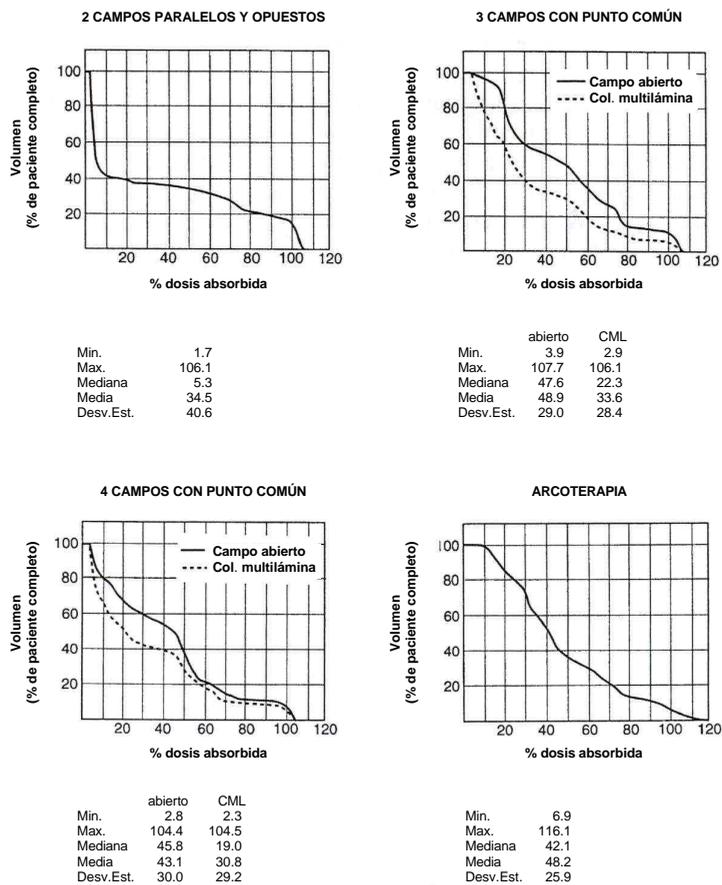


Fig.2.17.b Ejemplo de la figura 2.17.a. Se comparan los histogramas acumulados de dosis-volumen para todos los tratamientos de la Fig.2.17.a. Para 3 y 4 campos se muestran en la misma figura los histogramas con campos abiertos y con colimador multilámina.

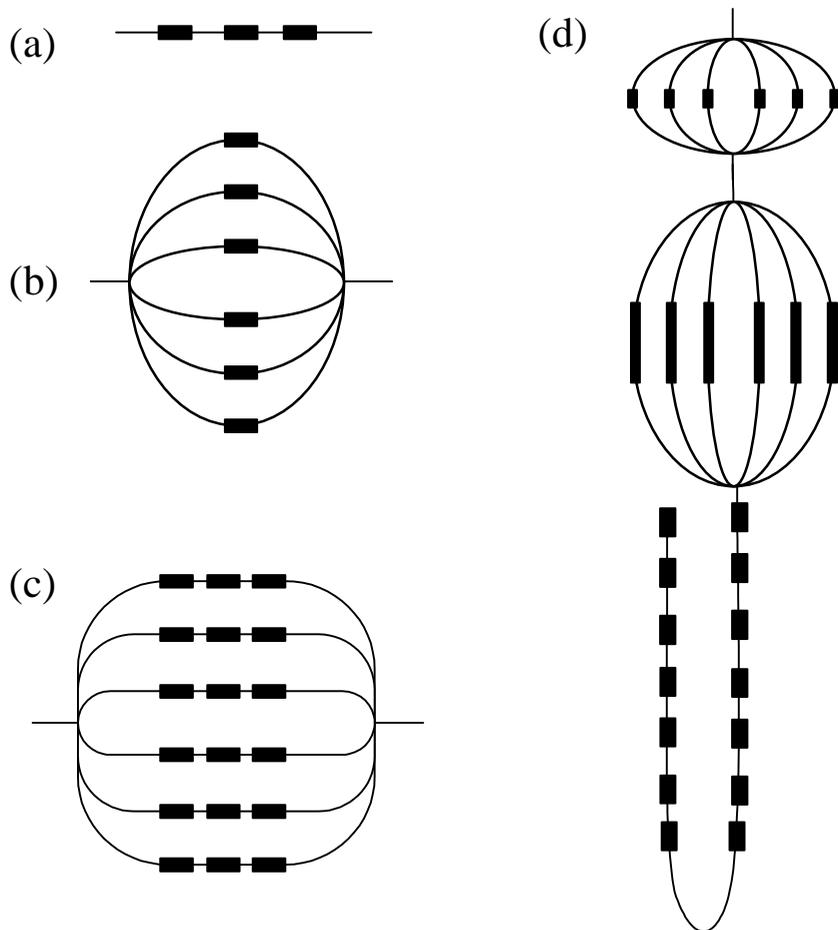


Fig. 2.18. Ejemplo esquemático de organización tisular en el modelo serie-paralelo.

- (a) Una cadena de subunidades en serie (p.ej. médula espinal).
- (b) Una cadena de subunidades en paralelo (p.ej. pulmones).
- (c) Una cadena de subunidades serie-paralelo (p.ej. corazón).
- (d) Una combinación de unidades paralelo y serie (p.ej. una nefrona).

En cualquier caso, la presencia de Órganos de Riesgo supone siempre compromisos, y es preciso aplicar la filosofía de riesgo. Cuando se aumentan o disminuyen los tamaños de los márgenes de seguridad, el riesgo de perder parte de la población de células cancerosas debe contrapesarse con el riesgo de aumentar el número o la

severidad de las complicaciones. La información clínica cuantitativa adicional sobre la relación coste/beneficio ayudará a tomar decisiones más objetivas.

Estas situaciones se ilustran en la Fig. 2.16. Se establecerá un balance razonable par cada paciente en particular.

3. Dosis absorbidas

3.1. Desde la prescripción terapéutica hasta el archivo y la elaboración del informe

La *prescripción del tratamiento* es responsabilidad del equipo de oncología radioterápica que se encarga del paciente, y no es propósito de este informe hacer recomendaciones sobre la prescripción del tratamiento en sí misma. Sin embargo, es obvio que la adopción de los mismos conceptos y definiciones para la prescripción, el archivo y la elaboración de informes, facilitará el procedimiento y reducirá el riesgo de confusión.

Para realizar un intercambio de información preciso y exacto, es importante que los informes sobre tratamientos realizados en centros distintos se elaboren del mismo modo, usando los mismos conceptos y definiciones.

Las siguientes recomendaciones para la elaboración de informes, pretenden establecer un conjunto mínimo de puntos sobre los que informar respecto de los cuales debería existir un acuerdo general y emplearse en todos los casos. Esto permitiría alcanzar el objetivo general de este informe aunque, naturalmente, debe añadirse cualquier información adicional que se considere importante.

Esta información adicional puede estar relacionada con:

- * Una descripción más detallada y exacta de la distribución de dosis, por ejemplo, la dosis media y su desviación estándar, histogramas de dosis-volumen, etc.
- * Una descripción más precisa de la dosis en las diferentes localizaciones anatómicas (incluyendo los Órganos de Riesgo).

Se anima a que esta información adicional se incluya en el informe, ya que puede contribuir en última instancia al progreso y mejora de la radioterapia.

3.2. El Punto de Referencia ICRU

Como principio general, este sistema de recomendaciones para informar sobre las dosis, se basa en la selección de un punto dentro del PTV que se conoce como *Punto de Referencia ICRU*.

El Punto de Referencia ICRU se elegirá de acuerdo con los siguientes criterios generales:

- (1) la dosis en el punto debe ser clínicamente relevante;
- (2) el punto tiene que ser fácil de definir de manera clara e inequívoca;
- (3) el punto debe seleccionarse de modo que la dosis pueda determinarse con exactitud;
- (4) el punto debe encontrarse en una región en la que no existan gradientes de dosis pronunciados.

Estas recomendaciones se cumplirán si el Punto de Referencia ICRU se coloca según los criterios siguientes:

- Siempre en el centro (o en una zona central) del PTV, y

- cuando sea posible en la intersección de los ejes de los haces.

La dosis en el Punto de Referencia ICRU es la Dosis de Referencia ICRU y se incluirá siempre en el informe.

3.3. La variación de dosis en el CTV

El control tumoral depende de la dosis en el CTV y de su variación. No obstante, la variación de la dosis en el CTV puede estimarse solamente a partir de la variación de dosis en el PTV.

Siempre existe heterogeneidad de la dosis en el PTV. En algunos casos puede ser hasta deseable una variación de la dosis.

De acuerdo con las recomendaciones ya publicadas (ICRU Report 50, ICRU [1993]), como exigencia básica se informará sobre las siguientes dosis:

- La dosis en el Punto de Referencia ICRU.
- La dosis máxima en el PTV.
- La dosis mínima en el PTV.

El PTV y el PRV son volúmenes fijos relacionados con estructuras anatómicas fijas, lo que permite un cálculo preciso de la dosis en el centro, de las dosis máxima y mínima y la presentación de histogramas dosis-volumen. Estos histogramas deben incluirse en el informe para el PTV y el PRV cuando estén disponibles.

Puesto que el CTV puede moverse en el espacio y puede cambiar su forma y tamaño, no puede determinarse con gran precisión la dosis en el centro, las dosis máxima y mínima y los histogramas dosis-volumen. Por lo que se refiere a la dosis en el centro del CTV, su valor es próximo al de la dosis en el centro del PTV, por lo que ésta última puede incluirse en el informe como una estimación razonable de la primera.

Por lo que se refiere a la dosis máxima en el CTV, su valor es generalmente próximo al de la dosis máxima en el PTV, por lo que ésta última puede incluirse en el informe como una estimación razonable de la primera.

Por lo que respecta a la dosis mínima en el CTV, es, por definición, igual o mayor que la dosis mínima en el PTV. La dosis mínima en el PTV puede así considerarse como un límite inferior del posible rango de valores mínimos de la dosis en el CTV.

Puede calcularse un histograma dosis-volumen para el PTV, ya que este es un volumen fijo. Algunas regiones del PTV (cercanas a los bordes) pueden estar fuera del contorno del cuerpo (por representación en una región promedio). En estos casos, las distribuciones de dosis, como los histogramas dosis-volumen, pueden ser calculadas sólo para aquella zona del PTV que está en el interior de la superficie promedio del cuerpo (véase la Fig. 2.13).

Además, semejante información para el GTV, CTV e ITV, debe incluirse en el informe cuando esté disponible.

3.4. Los tres niveles de evaluación de dosis para la elaboración de informes

El nivel de compleción y exactitud del informe sobre irradiación terapéutica, depende en gran medida de la situación en el departamento y del propósito del tratamiento. Para distintas situaciones clínicas pueden identificarse diferentes niveles de ambición en la evaluación de las dosis. Por las razones que se darán más adelante, se han seleccionado tres niveles, pero se reconoce que pueden definirse también niveles intermedios.

En los siguientes apartados se esbozarán sólo las exigencias básicas mínimas. Sin embargo, como regla general, se recomienda informar sobre cualquier detalle adicional clínicamente relevante que esté disponible.

Desde la publicación del Informe ICRU-50 en 1993, se han implementado completamente algunas técnicas experimentales y están disponibles como equipamiento y software comercial. Por lo tanto, la descripción de los tres niveles de informe ha cambiado, lo que se refleja en sus definiciones en este documento.

Nivel 1

Los requisitos deben aplicarse en todos los centros para todos los pacientes. Éstos constituyen el estándar mínimo por debajo del cual no puede realizarse una radioterapia segura y precisa. En este nivel se supone que la dosis en el Punto de Referencia ICRU puede determinarse con exactitud, al igual que las dosis máxima y mínima en el PTV, empleando al menos tablas de dosis en profundidad para el eje central y cartas de isodosis estándar.

Este nivel básico de exigencia requiere el concurso de expertos médicos y físicos, así como de un equipamiento apropiado (véase, p. ej., Official Journal of the European Commission, 1997; Aletti and Bey, 1995).

Nivel 2

Los estándares de planificación de dosis en este nivel permiten el intercambio entre diferentes centros de una información más completa y relevante.

En este nivel se supone que GTV, CTV, OR, PTV y PRV pueden definirse empleando herramientas fiables para la adquisición de datos del paciente y/o técnicas de imagen modernas en condiciones fiables (p. ej. series de TC y/o secciones de MRI). También se supone que están disponibles distribuciones completas de dosis en planos o volúmenes, con correcciones por heterogeneidad, siempre que sea conveniente.

Debe existir un programa integral de garantía de calidad para el proceso completo.

Nivel 3

El nivel 3 incluye el desarrollo de nuevas técnicas para las cuales no se han establecido criterios en la elaboración de informes (p. ej., BNCT, modulación de intensidad, etc.).

Algunos procedimientos que ahora se encuentran en el nivel 3 pueden pasar al nivel 2 con el desarrollo de las técnicas, equipos y estándares.

En cualquier nivel debe informarse de la dosis en el Punto de Referencia ICRU y de las mejores estimaciones del máximo y el mínimo de la dosis en el PTV.

3.5. Órganos de Riesgo (OR)

Para poder calcular la probabilidad de efectos tardíos en los tejidos sanos, debemos considerar, no sólo la dosis y el fraccionamiento, sino también los volúmenes irradiados de los Órganos de Riesgo.

Para cada Órgano de Riesgo, cuando una parte del órgano o el órgano completo se irradian por encima del nivel de tolerancia aceptado, debe informarse sobre la *dosis máxima* tal como se define en el Informe ICRU-50, sección 2.4.3 (Nivel 1).

Ejemplos: dosis máxima en la médula espinal = 42 Gy, 10 cm C1-C4; dosis en el riñón izquierdo = 21 Gy, riñón completo.

El volumen que recibe más de la dosis de tolerancia debe ser evaluado mediante histogramas dosis-volumen (Nivel 2 y superior).

3.6. Elaboración de informes sobre dosis en series de pacientes

3.6.1. Introducción

La primera parte de este Informe, como las de los Informes ICRU 29 y 50, trata de la elaboración de informes sobre dosis para un paciente individual. Nos encontramos con una situación distinta cuando se informa de los resultados del tratamiento para una serie de pacientes. Para este propósito se recomiendan las siguientes reglas.

3.6.2. Informe sobre la prescripción del tratamiento (protocolo)

La descripción de los *volúmenes* debe ser consistente con las definiciones empleadas en este Informe (véase antes).

La dosis prescrita sobre el PTV y su *fraccionamiento* también tienen que describirse como se indica en este informe. Un ejemplo de tal descripción se muestra en la Tabla 3.1 y también se ilustra mediante los casos del Apéndice.

Tabla 3.1 - Prescripción típica del tratamiento para un estudio sobre una serie de pacientes (derivado de RTOG, Purdy *et al.*, 1996)

A. Ejemplo de definición de GTV, CTV y PTV para un estudio de escalado de dosis en cáncer de próstata

(a) Definición por grupos del Volumen Tumor Macroscópico

Grupo 1: GTV = Próstata
 Grupo 2: GTV = Próstata
 Grupo 3: GTV = Próstata + vesículas seminales bilaterales

(b) Definición por grupos del Volumen Blanco Clínico

Grupo 1: CTV = GTV (próstata)
 Grupo 2: CTV₁ = Próstata + vesículas seminales bilaterales
 CTV₂ = GTV (próstata)
 Grupo 3: CTV = Próstata + vesículas seminales bilaterales

(c) Definición por grupos del Volumen Blanco de Planificación

Grupo 1: PTV = CTV con un margen de 0.5 a 1.0 cm.
 Grupo 2: PTV₁ = CTV₁ con un margen de 0.5 a 1.0 cm.
 PTV₂ = CTV₂ con un margen de 0.5 a 1.0 cm.
 Grupo 3: PTV = CTV con un margen de 0.5 a 1.0 cm.

B. Ejemplo de prescripción de dosis al PTV₁ y al PTV₂ (como se definen en A). El esquema de escalado de dosis se administra en fracciones de 2 Gy, todos los campos se tratan diariamente, 5 fracciones por semana.

- La dosis de prescripción para los PTV es la dosis en el Punto de Referencia ICRU, el cual se define en el centro del blanco o sus proximidades (normalmente intersección de todos los haces en el isocentro). La dosis mínima en los PTV no será menor del 93% de la dosis en el Punto de Referencia ICRU. La dosis máxima en los PTV no excederá la dosis en el Punto de Referencia ICRU en más de un 3%.
- El informe reflejará la dosis en el Punto de Referencia ICRU y las dosis mínima y máxima en los PTV.
- No se realiza corrección por heterogeneidad.

Grupos 1 y 3:

PTV
 Punto de Referencia ICRU
 72.0 Gy
 78.0 Gy
 84.0 Gy

Grupo 2:

PTV ₁	PTV ₂ (sobreimpresión)	Total PTV ₂
Dosis P.Ref.ICRU	Dosis P.Ref.ICRU	Dosis P.Ref.ICRU
60 Gy +	12.0 Gy =	72.0 Gy
60 Gy +	18.0 Gy =	78.0 Gy
60 Gy +	24.0 Gy =	84.0 Gy

3.6.3. Descripción del tratamiento realmente administrado en una serie de pacientes

En la práctica clínica no es siempre posible administrar la dosis y la distribución de dosis prescritas en el PTV para cada paciente. Cuando se recopilan datos para un considerable intervalo de tiempo, como sucede en los análisis retrospectivos, puede encontrarse una gran variación en las dosis y el fraccionamiento, tal y como se ejemplifica en la Figura 3.1. También pueden haberse producido cambios en la política respecto de factores como la prescripción (p. ej. el uso de la Dosis de Referencia

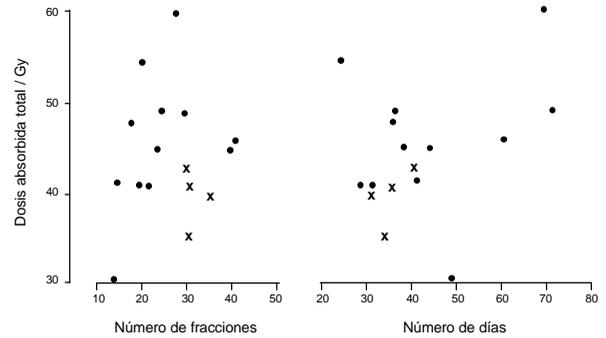


Fig. 3.1. Resultados obtenidos en 16 pacientes con meduloblastoma, tratados entre 1946 y 1975. Se representan las dosis en el Punto de Referencia ICRU, situado en la fosa posterior, distribuidas por número de fracciones (izquierda) y número de días de tratamiento (derecha) para 16 pacientes que, después de la completa remisión clínica, se mantuvieron libres de síntomas (12 pacientes = •), o recidivaron en la fosa posterior (cuatro pacientes = x). (Landberg *et al.*, 1980).

ICRU en lugar de la dosis mínima) y la normalización de dosis. Estos cambios pueden tener una influencia significativa sobre las dosis administradas a los pacientes, aunque un cambio semejante puede no ser advertido de forma sencilla. Hasta en un ensayo controlado pueden ocurrir algunos cambios (Fig. 3.2.). No obstante, es importante que, para una serie de pacientes, los principios para informar sobre volúmenes y dosis sigan las recomendaciones generales para cada paciente en particular.

El deterioro de las condiciones del paciente, la avería de equipos, o una nueva evaluación del paciente que produce una prescripción diferente (p. ej., cambio de intención radical a paliativa), son motivos para las desviaciones respecto del nivel de dosis prescrita. Así, la variación final de la dosis en una serie de pacientes puede ser considerable y no se presta a ser informada de acuerdo con los principios recomendados anteriormente.

Por consiguiente, aquellas proporciones de pacientes para las cuales las variaciones respecto de las dosis prescritas en el Punto de Referencia ICRU sean menores del $\pm 5\%$, entre $\pm 5\text{-}10\%$ y mayores del $\pm 10\%$, deben incluirse en el informe.

Esto puede ilustrarse mediante un sencillo diagrama como el que se muestra en la Fig. 3.3. Las razones por las que no se administra la dosis prescrita deben establecerse con claridad. Preferiblemente, el análisis de resultados importantes como la supervivencia y el control tumoral local, deben efectuarse sobre la serie completa de pacientes, así como para aquéllos en los que se cumple la prescripción y aquéllos para los que no se cumple.

Cuando se informa de un tratamiento, p. ej., en una revista científica, se recomienda que CTV, PTV y sus correspondientes dosis se ilustren en un plano de isodosis, con la dosis total en Gy.

No es suficiente informar de las técnicas de tratamiento exclusivamente en términos de tamaños de campo o condiciones de entrada relativas a estructuras anatómicas (p. ej., 10 cm \times 12 cm campo pélvico).

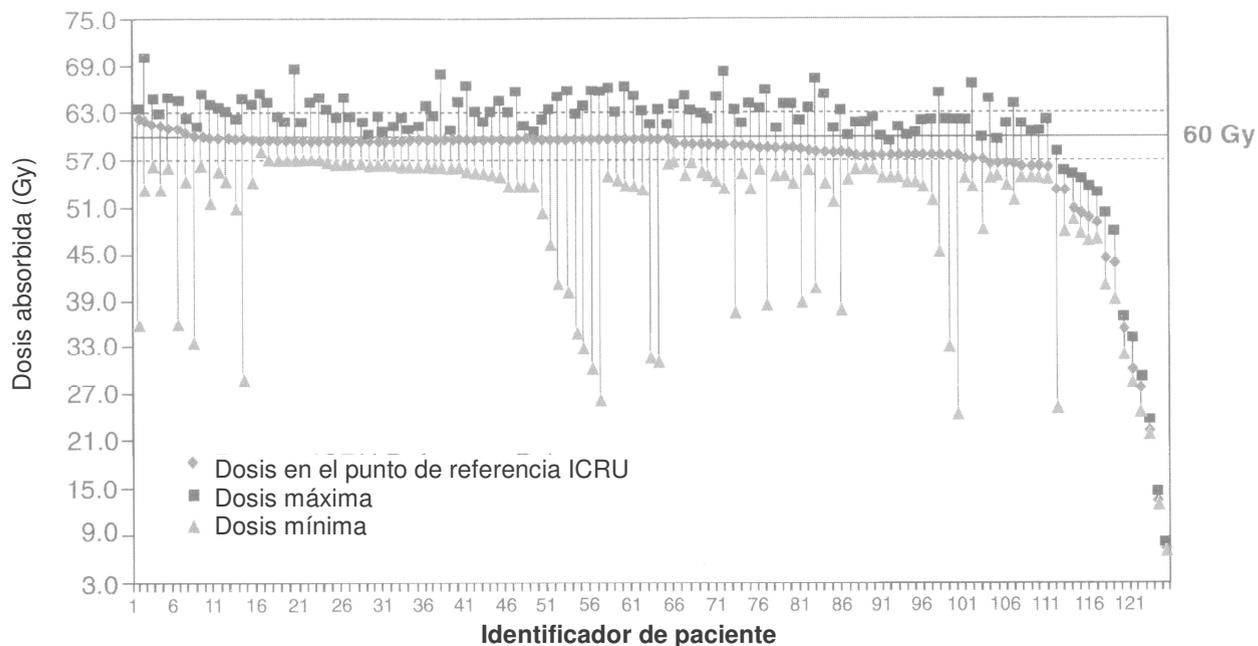


Fig. 3.2. Diagrama donde se muestran las dosis administradas a 125 pacientes incluidos en un ensayo de cáncer pulmonar de células pequeñas. La dosis prescrita en el Punto de Referencia ICRU es $60 \text{ Gy} \pm 5\%$. Los pacientes son muestreados en orden descendente de dosis en el punto ICRU y, para igual dosis, en orden descendente de dosis mínimas. Las líneas punteadas indican la desviación permisible respecto a la dosis prescrita (5%). 102 pacientes satisfacen el criterio, mientras que 23 pacientes reciben dosis más altas o más bajas en el Punto de Referencia ICRU. (cortesía de Ann-Margret Engström, RN, Oncological Centre, Lund, Suecia).

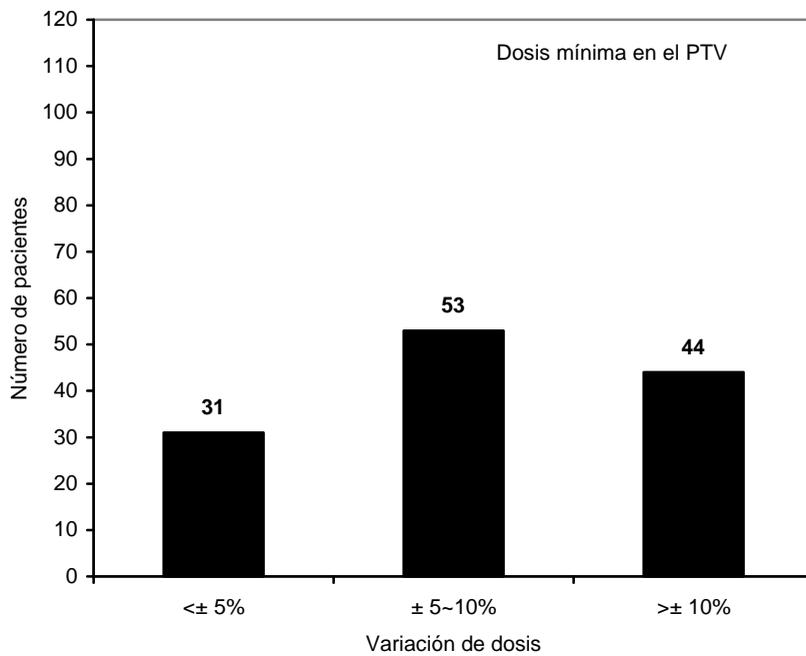
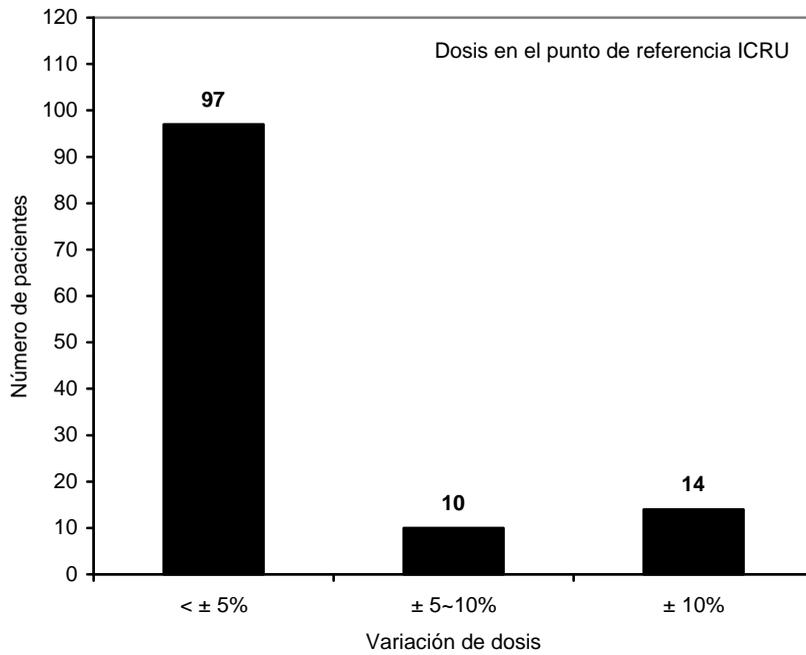


Fig. 3.3. Gráfico que muestra para una serie de pacientes la proporción de los que reciben la dosis con tres niveles predefinidos de desviación respecto a la dosis prescrita en el protocolo (se trata de los mismos pacientes de la Fig.3.2.).

Figura superior: dosis en el punto ICRU.

Figura inferior: dosis mínima en el PTV.

(Cortesía de Ann-Margret Engström, RN, Oncological Centre, Lund, Suecia).

Apéndice

Ejemplos Clínicos

Se presentan tres ejemplos clínicos en los que se aplican las recomendaciones ICRU para la elaboración de informes en la terapia con haces externos.

Nota I: En los tres ejemplos clínicos siguientes, las localizaciones anatómicas de los diferentes volúmenes (como son el GTV, CTV y OR) se describen de acuerdo a la International Classification of Diseases for Oncology (ICD-O [10]) (Referencia: WHO, 1990). Parte del documento WHO se menciona en ICRU Report 50 (pags. 43-46). Los niveles anatómicos de la sección(es) para la planificación del tratamiento, siguen el “código de

secciones” presentado en la Tabla I.3 (página 46) en ICRU Report 50.

Nota II: Se ha utilizado el código de color recomendado (Sección 2.8). En los Casos N°2 y N°3, el amarillo también ha sido utilizado para indicar un Órgano de Riesgo adicional. Advertir también que para los Casos N° 2 y 3, las fotografías son tomadas directamente de la pantalla y los colores recomendados aparecen cambiados en algunos casos, debido a la transparencia empleada para visualizar los volúmenes superpuestos.

Caso número 1.

Cáncer de mama: tratamiento de ganglios mamarios internos.

SITUACIÓN CLÍNICA	Mujer de 48 años que presentaba un bulto duro y móvil de 0,5 cm × 1,0 cm en el cuadrante superior interno de la mama izquierda. No había fijación a la piel ni al músculo, y no se palpaba adenopatía en la región. La mamografía mostró una masa sospechosa de malignidad. Diagnóstico clínico: carcinoma T1b N0 M0. Se realizó una amplia resección local. La histología mostró un carcinoma ductal completamente extraído. La paciente admite la no aplicación de tratamiento adicional al nivel de la mama. Debido a la localización del tumor, se consideró que solamente estaba en riesgo la cadena de ganglios mamarios internos, y se admitió para radioterapia
FINALIDAD DE LA TERAPIA	Radioterapia radical tras la cirugía radical. Sin terapia sistémica.
GTV	No hay GTV que definir.
CTV	Los ganglios linfáticos mamarios internos homolaterales [C77.1D-2], definido mediante imagen de TC. Diámetro de 12 mm en la sección transversal, longitud cráneo-caudal de 100 mm.
PTV	Un margen de 9 mm al CTV. El CTV, ITV y PTV se muestran en una sección transversal al nivel del pezón en Fig. A.1.a. La longitud cráneo-caudal del PTV es 11,0 cm.
DOSIS PRESCRITA	50 Gy en 25 fracciones a lo largo de 5 semanas.
DISPOSICIÓN DE HACES	Se evaluaron dos técnicas diferentes: a: un único haz de electrones. b: una combinación de un haz de fotones y un haz de electrones.
POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE	Supino con los brazos alzados. Cuello y cabeza inmovilizados con un molde de plástico. Reposabrazos y tabla para apoyar los pies. Una cuña de <i>Styrofoam</i> bajo la paciente para hacer horizontal la superficie sobre el esternón.
SECCIÓN PARA LA PLANIFICACIÓN	Sección transversal a lo largo del centro del CTV [24].
ÓRGANOS DE RIESGO	A: Tejido pulmonar [Estructura paralela] [C34.9-2]. B: Miocardio [C38.0] (arteria coronaria descendente anterior izquierda, LADC (estructura en serie), indicada por la flecha en Fig. A.1.a.).
DOSIS ADMISIBLE EN LOS ÓRGANOS DE RIESGO	A: 30 Gy en un máximo de 200 cm ³ . B: 30 Gy.
TÉCNICA EMPLEADA	<i>Técnica a</i> (Fig. A.1.b.): La dosis es prescrita sobre el eje central del haz, a la profundidad del centro del PTV. Haz de electrones de 18 MeV. Haz perpendicular a la piel. Dirección del haz 0°. DFP 100 cm. Ancho del campo 45 mm. Largo del campo 130 mm. Para haces de electrones, la dosis es prescrita e informada en el máximo de la curva de dosis en profundidad. <i>Técnica b</i> (Fig. A.1.c.): Se eligió la combinación de un haz de electrones con un haz de fotones, cada uno de ellos contribuye a la mitad de la dosis prescrita. La dosis es prescrita en el Punto de Referencia ICRU, sobre el eje central de los dos (coaxial) haces a la profundidad del centro del PTV. Los tamaños del haz se definen por el 50% de las curvas de isodosis (incluyendo de este modo la mitad de la penumbra). (1) Haz de fotones de 6 MV. Haz perpendicular a la piel. Dirección del haz 0°. DFP 100 cm. Ancho del campo 45 mm. Largo del campo 130 mm. (2) Haz de electrones de 18 MeV. Haz perpendicular a la piel. Dirección del haz 0°. DFP 100 cm. Ancho del campo 45 mm. Largo del campo 130 mm.
CÁLCULO DE LA DOSIS	Para la técnica a (un haz de electrones únicamente) (Fig A.1.b.): Cálculo en múltiples planos empleando un algoritmo 3-D de haz pincel para electrones (Nivel 2). Para la técnica b (haces de fotones y electrones combinados de forma coaxial) (Fig A.1.c.): Cálculo de dosis en un múltiples planos usando funciones generadoras de haces de fotones con corrección por incidencia oblicua e inhomogeneidad del tejido y corrección por pérdida de dispersión lateral en 3-D. Cálculo de haz de electrones basado en un algoritmo 3-D de haz pincel para electrones (Nivel 2).
MEDIDAS DE CONTROL	Radiografías de simulación. Una radiografía de verificación semanal para los haces de fotones. Medida de la dosis a la entrada con detectores de semiconductor dos veces por semana
ESPECIFICACIONES DE DOSIS PARA INFORME	Ver pies de Figs. A.1.b.-c.

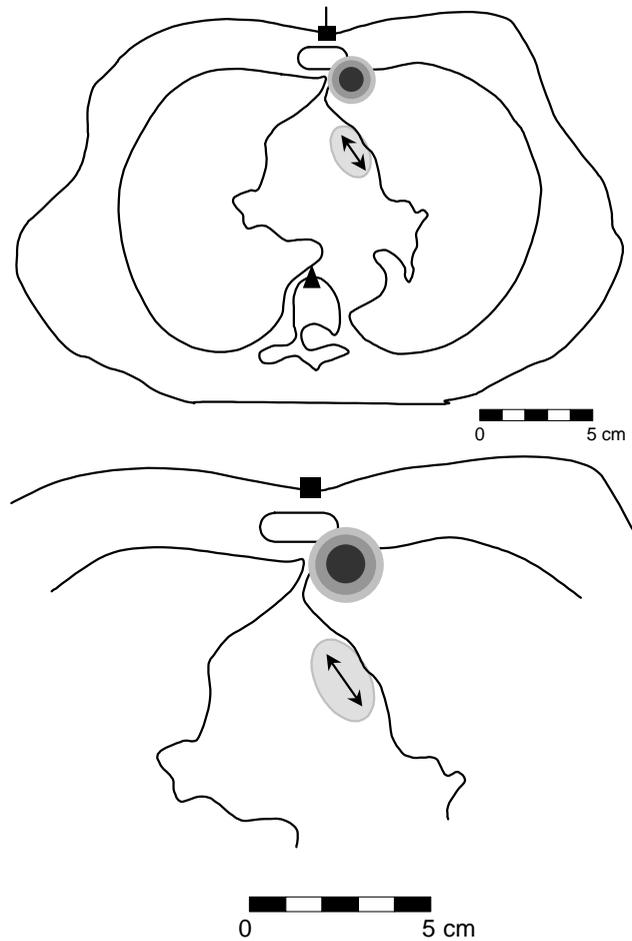
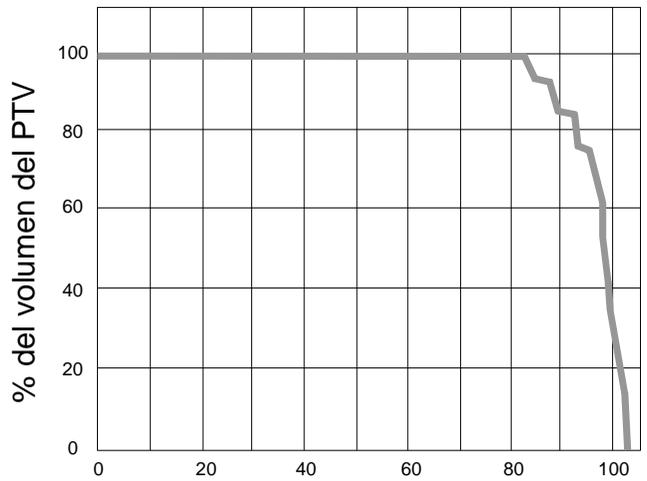
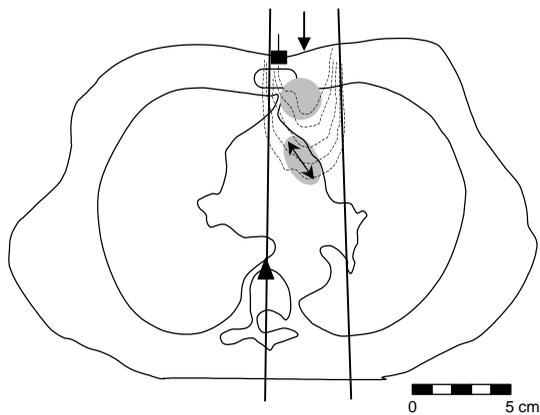


Fig. A.1.a. El CTV, ITV, PTV y PRV en una sección transversal a través del centro de los ganglios mamaros internos (= plano central).

- negro claro = CTV (Volumen Blanco Clínico).
- Gris oscuro = ITV (Volumen Blanco Interno).
- Gris claro = PTV (Volumen Blanco de Planificación).
- = Proyección sobre el plano central de la arteria coronaria descendente anterior izquierda (Órgano de Riesgo, OR). Los extremos de las flechas (posterior y anterior) corresponden a la proyección de la parte más alta y más baja, respectivamente, de la arteria coronaria descendente en riesgo (es decir, dentro del haz).
- Punteado = PRV (Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo).
- = Punto de Referencia Externo.
- ▲ = Punto de Referencia Interno.



Dosis relativa (%)

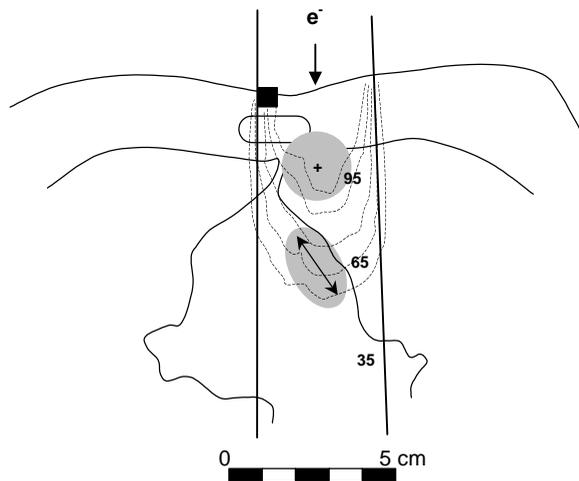


Fig. A.1.b. Distribución de dosis para un haz de electrones anterior de 18 MeV. Las figuras de la izquierda muestran la distribución de dosis en un plano transversal, tras la corrección por la heterogeneidad del tejido. Están dibujadas las curvas de isodosis del 95, 85, 65, 50 y 35%; la dosis del 100% se localiza en el centro del PTV (= Punto de Referencia ICRU). A la derecha se muestra el histograma dosis-volumen acumulativo (HDV) para el PTV.

Especificaciones de dosis para el informe al nivel 2:

Las dosis están corregidas por la heterogeneidad del tejido.

- * Dosis central en el PTV (Punto de Referencia ICRU +) =100%.
- * Dosis máxima en el PTV = 103%.
- * Dosis mínima en el PTV = 84 %.
- * Dosis en la arteria coronaria descendente anterior izquierda (PRV): se extiende entre un 73 y un 28%.
- * Dosis en el pulmón: en el plano central, únicamente 15 cm² reciben una dosis superior a 30 Gy.
- * La dosis media (promedio) en el PTV es un 96% con una desviación estándar del 5.1%, y la dosis mediana es del 98%.

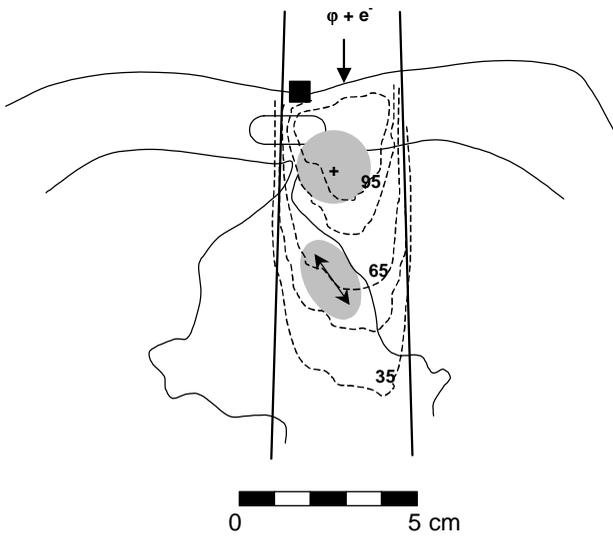
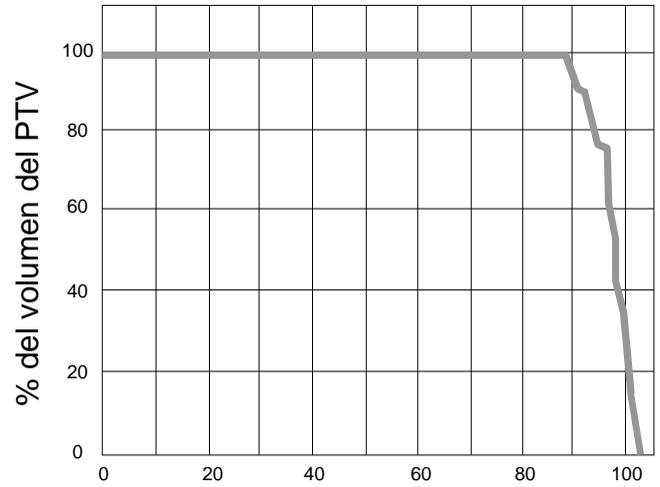
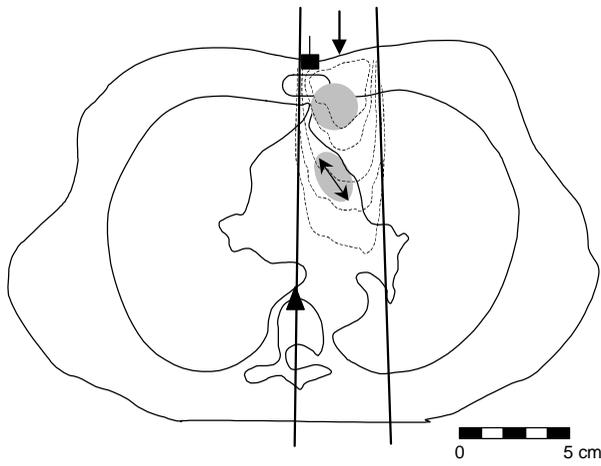


Fig. A.1.c. Distribución de dosis para un haz de electrones anterior de 18 MeV y para un haz de fotones anterior de 6 MV, dando cada uno de los haces la misma contribución a la dosis en el Punto de Referencia ICRU. Las figuras de la izquierda muestran la distribución de dosis en un plano transversal, tras la corrección por la heterogeneidad del tejido. Están dibujadas las curvas de isodosis del 95, 85, 65, 50 y 35%; la dosis del 100% se localiza en el centro del PTV (= Punto de Referencia ICRU). A la derecha se muestra el histograma dosis-volumen acumulativo (HDV) para el PTV.

Especificaciones de dosis para el informe al nivel 2:

Las dosis están corregidas por la heterogeneidad del tejido.

- * Dosis central en el PTV (Punto de Referencia ICRU +) =100%.
- * Dosis máxima en el PTV = 103%.
- * Dosis mínima en el PTV = 85 %.
- * Dosis en la arteria coronaria descendente anterior izquierda (PRV): se extiende entre un 80 y un 55%.
- * Dosis en el pulmón: en el plano central, únicamente 16 cm² reciben una dosis superior a 30 Gy.
- * La dosis media (promedio) en el PTV es un 98% con una desviación estándar del 3.8%, y la dosis mediana es del 98%.

Caso número 2.**Cáncer de próstata.****SITUACIÓN CLÍNICA**

Varón de 64 años que mostraba una retención urinaria aguda. La exploración renal reveló una glándula prostática dura con un lóbulo lateral izquierdo agrandado. No había extensiones palpables fuera de la próstata. El diagnóstico clínico fue de un carcinoma de próstata T2. No se detectó otra anomalía en la exploración física. La citoscopia reveló un prominente lóbulo lateral izquierdo de la glándula prostática. La biopsia mostró un pobremente diferenciado (G3) adenocarcinoma de la glándula prostática. Pielografía I.V., gammagrafía ósea, radiografía de tórax y fosfatasa ácida, todas ellas normales. La TC de pelvis confirma un estadio T2. No estaban involucrados los ganglios linfáticos ni las vesículas seminales.

FINALIDAD DE LA TERAPIA

Radioterapia radical de la glándula prostática. (este caso se ilustra en las figuras A.2.a-A.2.h.)

GTV

Tumor en la glándula prostática.

CTV

La glándula prostática entera y un margen de 3 mm. Definido por los cortes de TC y palpación [C61.9].

PTV

Se añadió un margen de 8 mm al CTV para tener en cuenta movimientos del órgano y variaciones en el posicionamiento haces/paciente.

DOSIS PRESCRITA

Dosis mínima de 74 Gy en el PTV en 41 fracciones durante 57 días.

DISPOSICIÓN DE HACES

Siete haces (anterior, lateral izquierdo y derecho, haces oblicuos anteriores izquierdo y derecho, haces oblicuos posteriores derecho e izquierdo).

POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE

Supino con la cabeza descansando en la forma natural y los brazos sobre el pecho, Alineación mediante láser y marcas en la piel

PLANIFICACIÓN

Para definir el GTV, CTV y OR se utilizó una planificación volumétrica del tratamiento con imagen de TC. La planificación del tratamiento con el TC se obtuvo con el paciente en la misma posición, con los mismos dispositivos de inmovilización e idénticas condiciones que se usaron durante el tratamiento. La imagen TC de la pelvis partía, aproximadamente, de la cresta iliaca, descendiendo hacia el perineo. La anchura de los cortes TC a lo largo de la región que contiene el PTV (esto es, descendiendo desde las uniones sacro iliacas más bajas hacia la uretra contenida en el pene) fue de 0.4 cm. La región situada por encima y por debajo del volumen blanco fue escaneada con una anchura de cortes de 0.8 mm.

ÓRGANOS DE RIESGO

A: Recto [C20.9].

B: Vejiga [C67.9].

C: Cabezas femorales [C41.4G-4].

DOSIS ADMISIBLE EN

A: Minimizar el volumen de recto en el que la dosis exceda los 60 Gy.

LOS ÓRGANOS DE RIESGO

B: Minimizar el volumen de vejiga en el que la dosis exceda los 65 Gy.

C: Minimizar el volumen de cabeza femoral en el que la dosis exceda los 52 Gy.

TÉCNICA

Siete haces de fotones de 18 MV.

Haces anterior, oblicuos anterior/posterior, lateral derecho y lateral izquierdo.

Direcciones de los haces:

1. Oblicuo posterior izquierdo, 135° (LPO),

2. Oblicuo anterior izquierdo, 45° (LAO),

3. Lateral izquierdo, 90° (L. lateral),

4. Anterior, 0° (anterior),

5. Oblicuo anterior derecho, 315° (RAO),

6. Lateral derecho, 270° (Rt. lateral),

7. Oblicuo posterior derecho, 225° (RPO).

Técnica isocéntrica.

Se perfilan todos los campos con MLC para proporcionar un margen de entre 7 y 12 mm desde el PTV, que tenga en cuenta la penumbra.

Pesos de los haces en el Punto de Referencia ICRU: 12.9%, 22.2%, 12.9%, 3.9%, 12.9%, 22.2% y 12.9% respectivamente.

Nótese que el campo anterior se utilizó ante todo como un campo de configuración.

CÁLCULO DE LA**DOSIS**

Modelo Bently-Milan para el cálculo de dosis, corregido por incidencia oblicua, sin corrección por heterogeneidad tisular.

MEDIDAS DE**CONTROL**

Radiografías Digitalmente Reconstruidas (DRR) en proyección ortogonal lateral y anterior comparadas con radiografías ortogonales análogas obtenidas en la simulación.

DRR comparadas con radiografías de simulación.

DRR ortogonales comparadas con radiografías ortogonales el primer día de tratamiento.

DRR comparadas con radiografías del primer día.

Una radiografía de verificación de haces de fotones a la semana.

ESPECIFICACIONES**DE DOSIS PARA EL****INFORME**

- En el isocentro (Punto de Referencia ICRU).

- Dosis máxima en el PTV.

- Dosis mínima en el PTV.

- Dosis media en el PTV.



Fig. A.2.a. Paciente con cáncer de próstata, mantenido en posición supina con un dispositivo de inmovilización, preparado para la obtención de imágenes TC de planificación. Para ayudar a la transformación de coordenadas entre la planificación en 3-D y la ejecución final del plan, se utilizan un sistema de múltiples puntos láser sobre el paciente y un dispositivo de inmovilización.

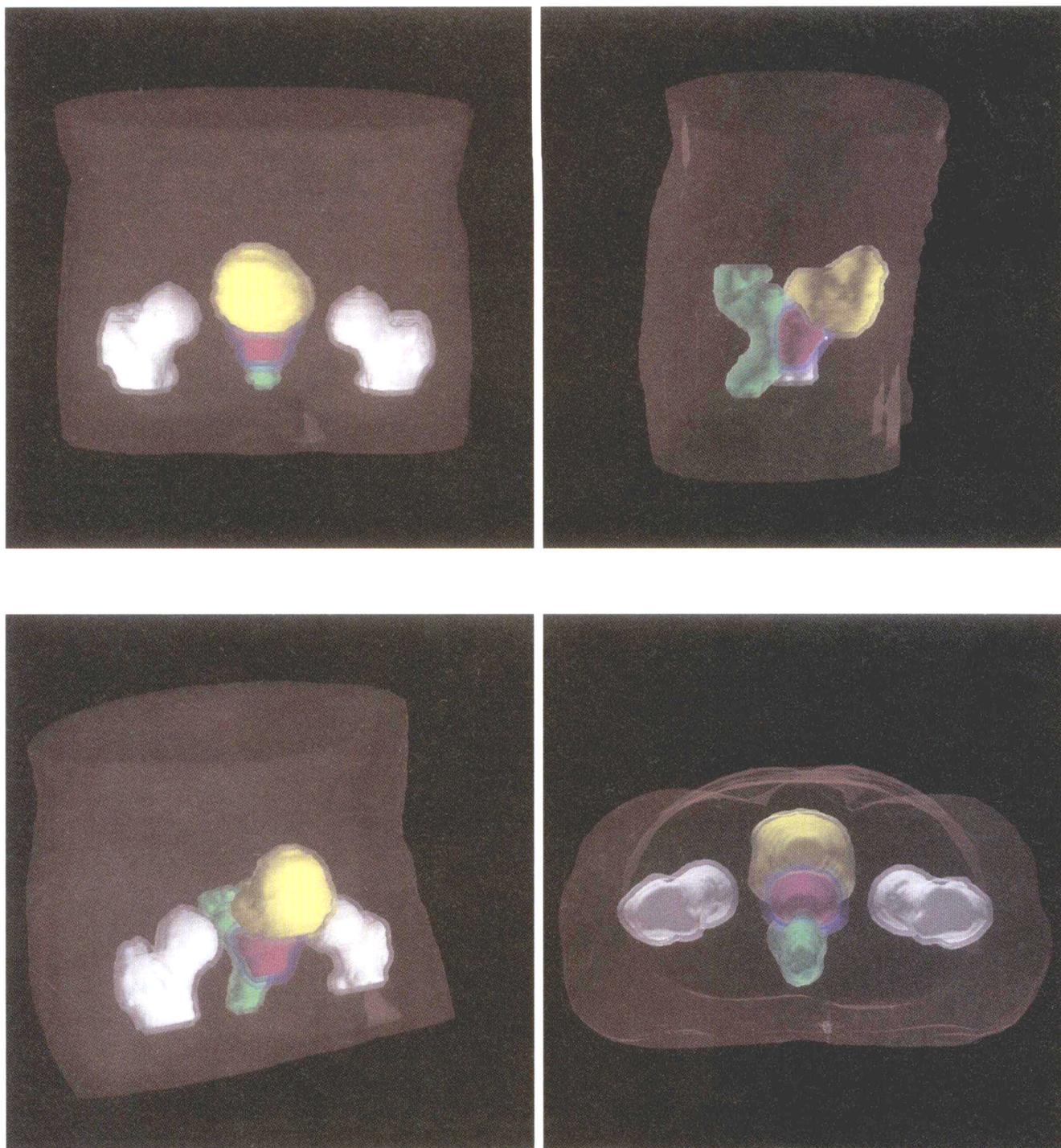


Fig. A.2.b. Presentación en colores, para un paciente con cáncer de próstata en posición supino, que muestra la superficie externa de la piel, CTV, ITV, PTV y PRV para el recto, la vejiga y las cabezas femorales.

Arriba a la izquierda: vista anterior.

Arriba a la derecha: vista lateral (advertir que la cabeza femoral derecha se ha suprimido digitalmente).

Abajo a la izquierda: vista oblicua.

Abajo a la derecha: vista inferior.

En el caso de la próstata, y para todas las figuras, se utiliza el siguiente código de colores:

GTV próstata	no indicado	PRV del recto	verde claro
CTV	rojo	OR vejiga	amarillo oscuro
ITV	azul oscuro	PRV de la vejiga	amarillo claro
PTV	azul claro	OR cabezas femorales	blanco
OR recto	verde oscuro	PRV de las cabezas femorales	blanco grisáceo

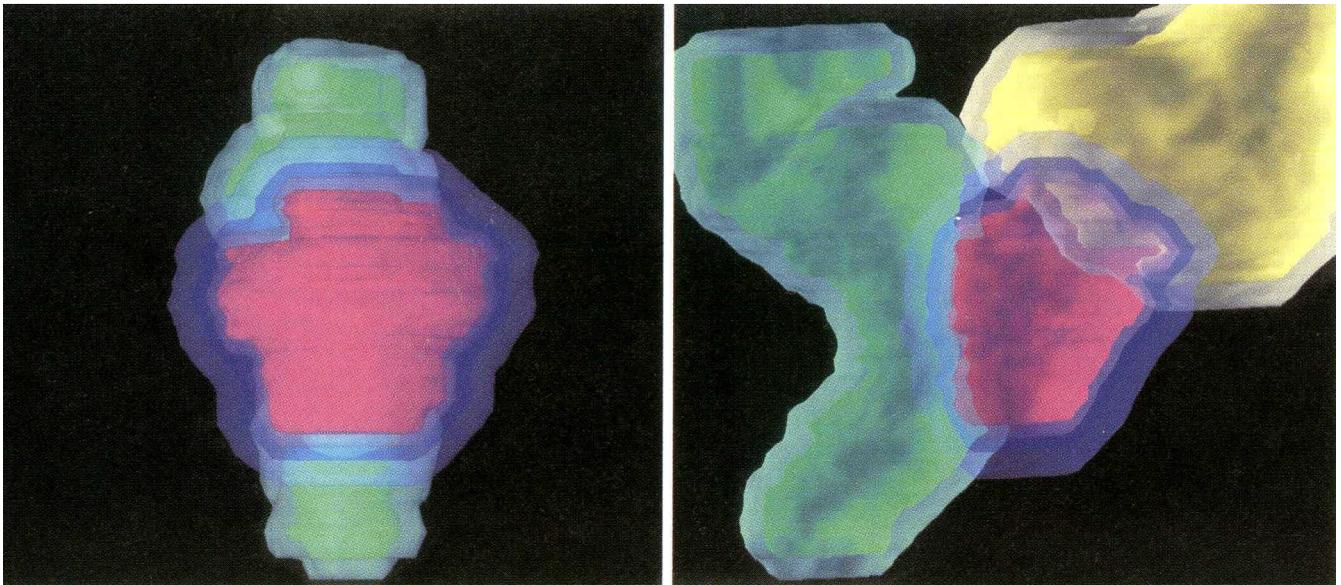


Fig. A.2.c. Presentación en colores que muestra un primer plano del CTV, ITV, PTV, OR y PRV para el recto, OR y PRV para la vejiga.
 Izquierda: vista anterior.
 Derecha: vista lateral.
 Advertir que la superficie de la piel y las cabezas femorales se han suprimido digitalmente.

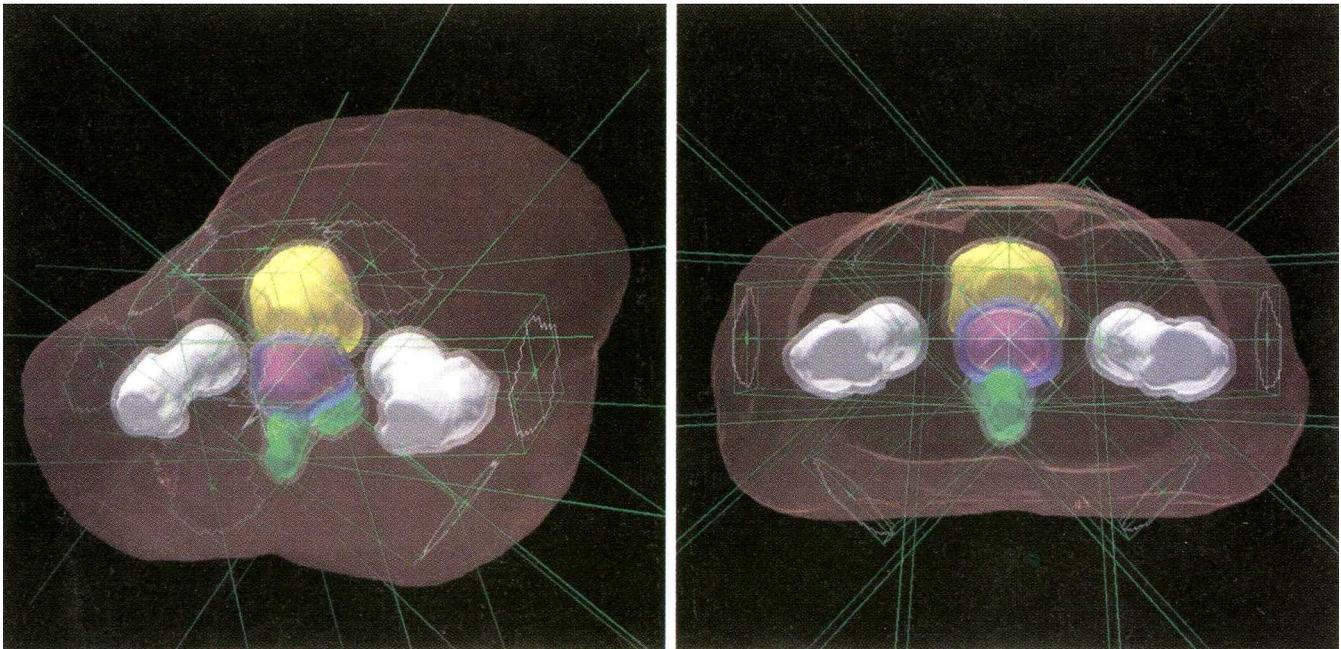


Fig. A.2.d. Presentación en colores, para un paciente con cáncer de próstata, que muestra la técnica con siete campos. Se muestran las superficies externas de la piel, haces, CTV, ITV, PTV, así como OR y PRV para el recto, OR y PRV para la vejiga, y OR y PRV para las cabezas femorales. El Punto de Referencia ICRU, definido en la intersección de los siete haces, se percibe claramente.

Izquierda: vista oblicua.

Derecha: vista inferior.

Advertir que este examen proporciona una visión clara del Punto de Referencia ICRU, definido en la intersección de los siete campos.

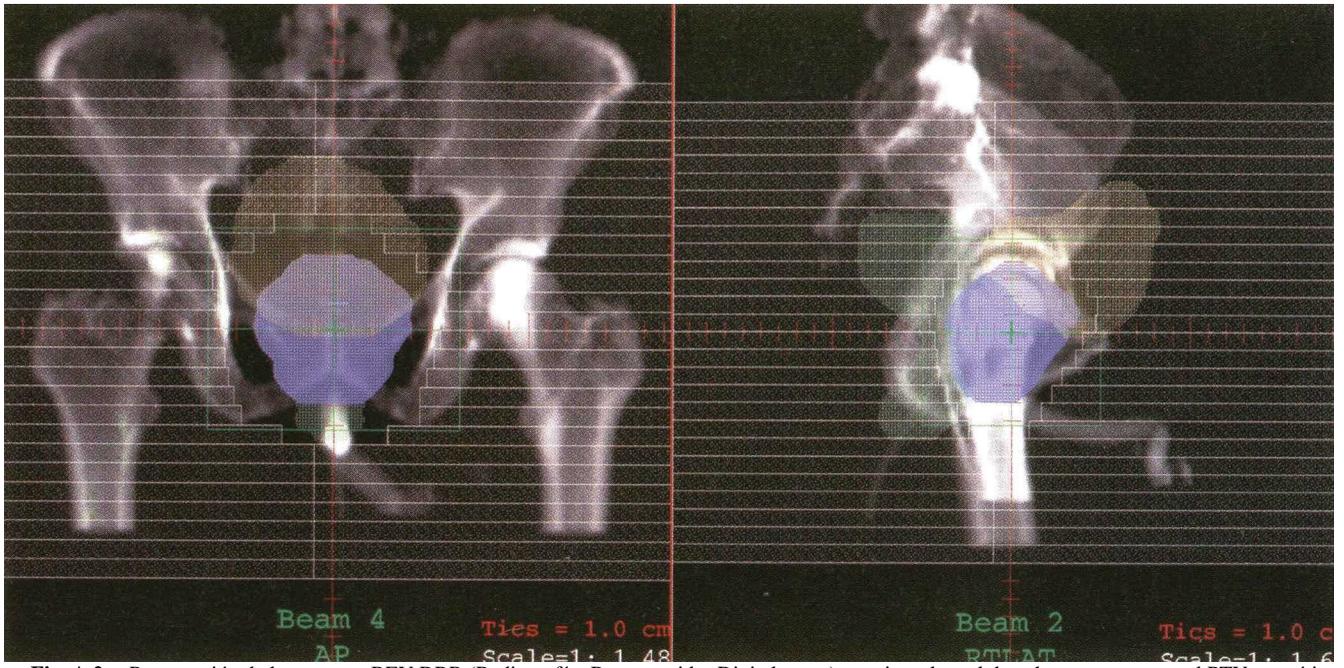


Fig. A.2.e. Presentación de los campos BEV DRR (Radiografías Reconstruidas Digitalmente) anterior y lateral derecha, que muestran el PTV prostático, el PRV para el recto y la vejiga, la apertura del haz (colimador multiláminas) y la rejilla de guía transversal.

Izquierda: vista anterior.

Derecha: vista lateral.

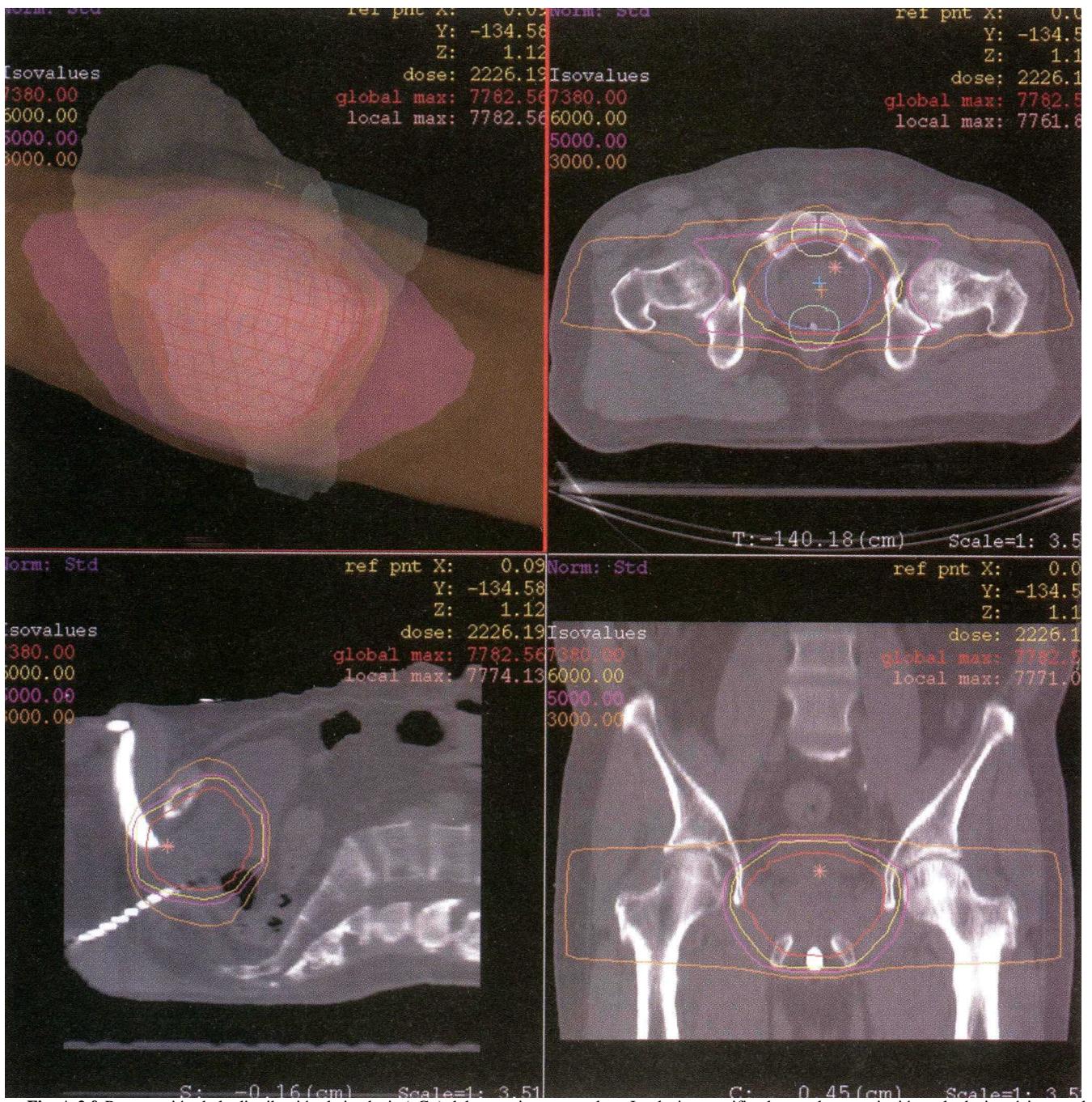


Fig. A.2.f. Presentación de la distribución de isodosis (cGy) del tratamiento completo. La dosis especificada para la prescripción es la dosis mínima en el PTV (74 Gy). Se muestran las vistas en 3D transversales, sagitales y coronales, con las líneas de isodosis, atendiendo cada una a un determinado color (74, 60, 50 y 30 Gy), sobrepuestas.

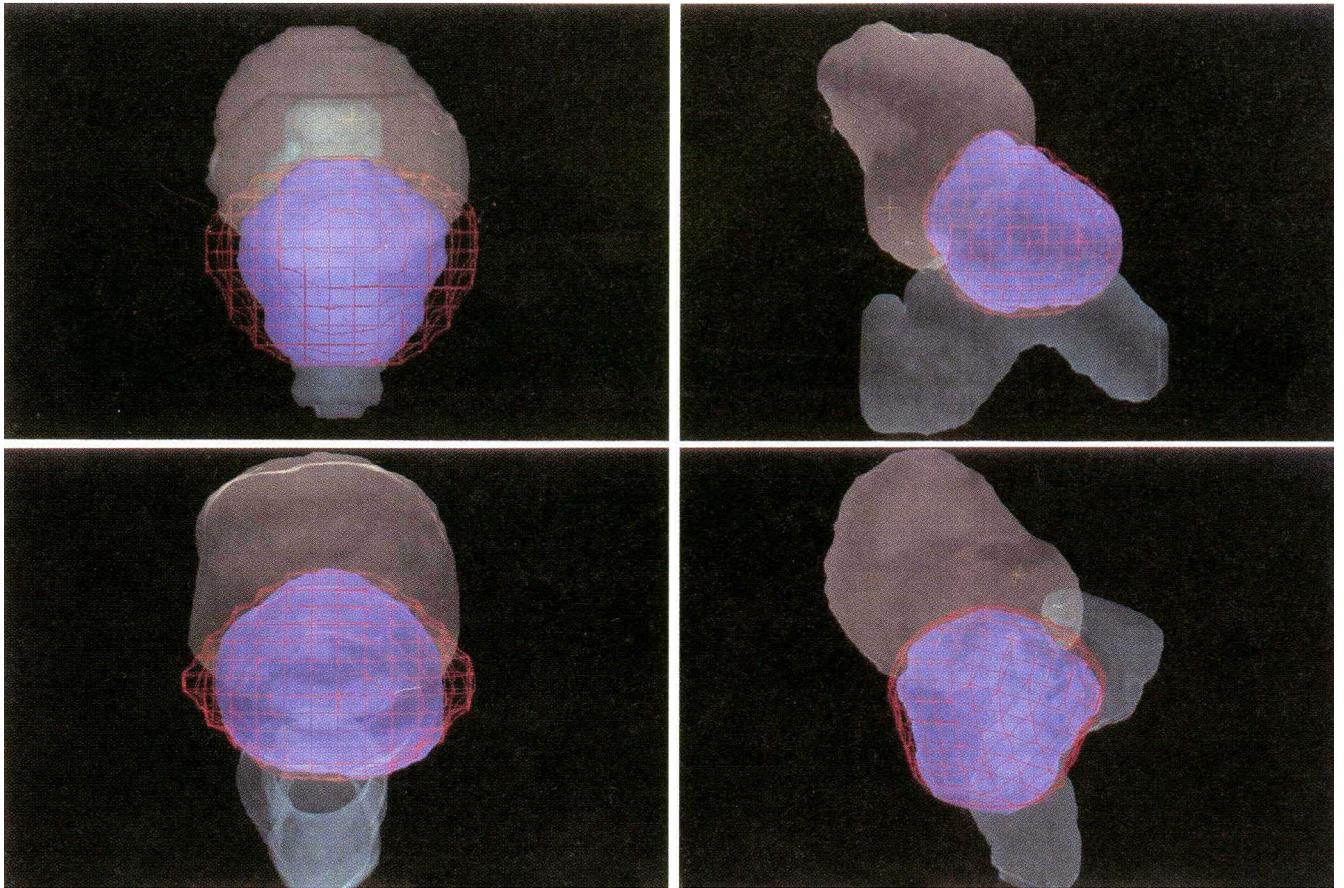


Fig. A.2.g. Presentación que muestra el PTV, el PRV para el recto, el PRV para la vejiga y el Volumen Tratado con una isodosis de 74 Gy. La dosis especificada para la prescripción es la dosis mínima en el PTV (74 Gy).

Arriba a la izquierda: vista anterior.
Arriba a la derecha: vista lateral.
Abajo a la izquierda: vista inferior.
Abajo a la derecha: vista oblicua.

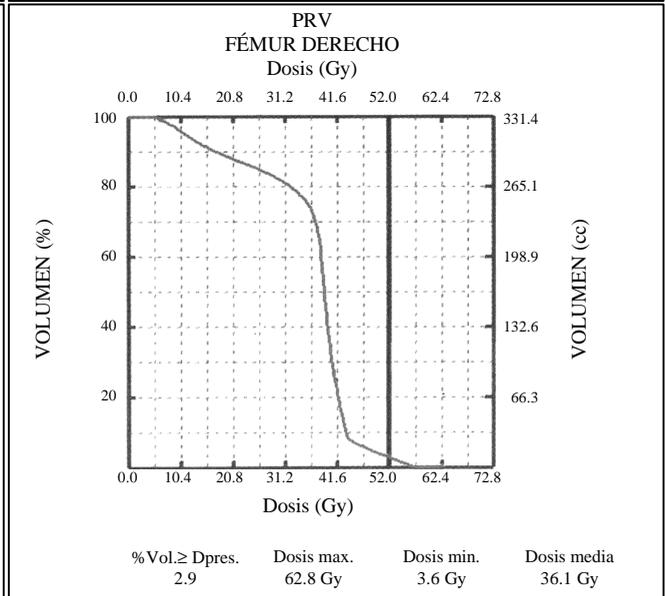
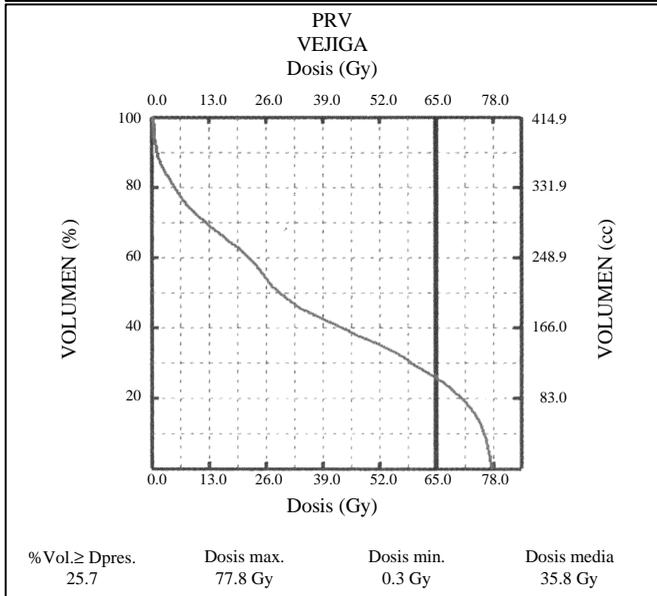
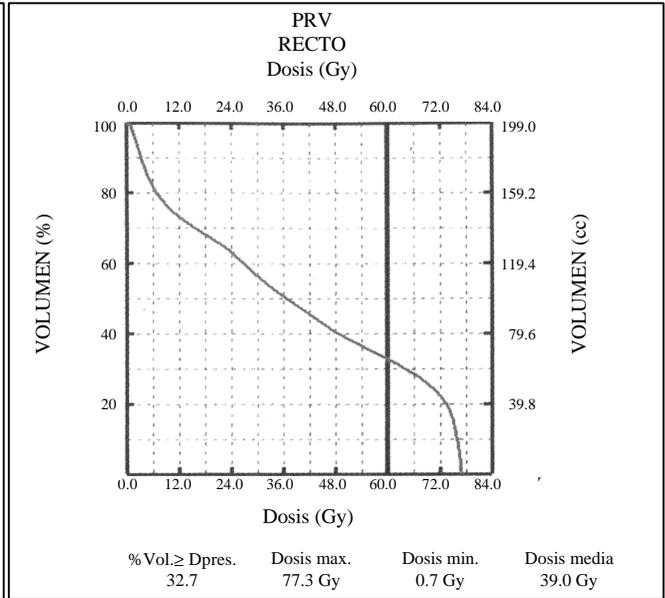
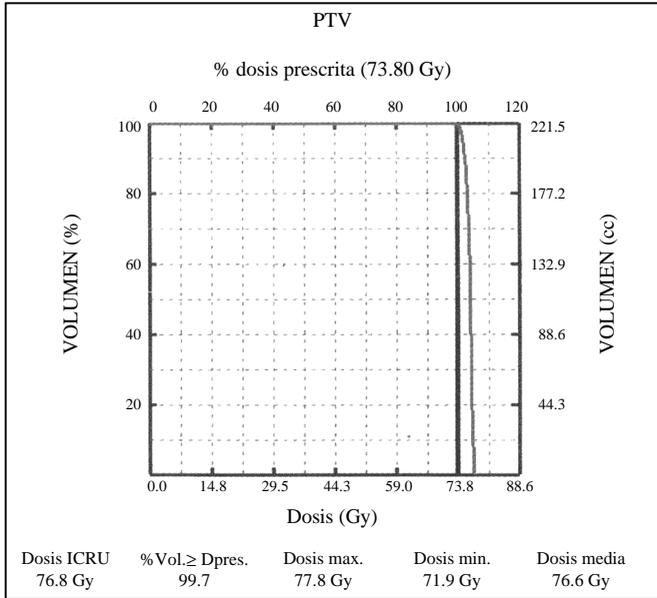


Fig. A.2.h. Representación acumulativa HDV de la distribución de dosis para el PTV, el PRV para el recto, el PVR para la vejiga y el PRV para la cabeza femoral derecha. Adviértase que la presentación de la dosis en el PTV, incluye, al pie de los HDV, la dosis en el Punto de Referencia ICRU, la dosis máxima, la dosis mínima y la dosis media.

Caso número 3.	Cáncer de pulmón
SITUACIÓN CLÍNICA	Mujer de 65 años, fumadora, presentaba una tos persistente. Examen clínico normal. La radiografía de tórax mostró una masa hiliar derecha. La broncoscopia mostró un tumor endobronquial en el bronquio principal derecho. La biopsia reveló un carcinoma de células escamosas. La TC confirmó una lesión de 35 mm × 35 mm en el bronquio derecho, además de una adenopatía de 3 cm x 3 cm en hilio derecho. No hay evidencia de adenopatía mediastínica. Estadio clínico IIB (T2 N1 M0). (Este caso se ilustra en las figuras que van desde la A.3.a. hasta la A.3.f.).
FINALIDAD DE LA TERAPIA	Radioterapia radical.
GTV	1. Tumor primario endobronquial [C34.0-1]. 2. Adenopatía hiliar [C771C-1].
CTV	El CTV combinado es el resultado de GTV 1 + GTV 2 + extensiones subclínicas locales.
PTV	Se añadió un margen de 10 mm al CTV para tener en cuenta movimientos de órgano y variaciones en el posicionamiento haz/paciente.
DOSIS PRESCRITA	71 Gy en el Punto de Referencia ICRU en 33 fracciones a lo largo de 43 días. La dosis mínima aceptada en el PTV es de 66 Gy.
DISPOSICIÓN DE HACES	4 haces isocéntricos.
POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE	Supino con la cabeza reposando de forma natural y los brazos por encima de la cabeza. Inmovilización con cuna alfa. Alineación mediante láser y marcas en la piel y en la cuna.
VOLUMEN PARA LA PLANIFICACIÓN	Para definir el GTV, el CTV y los OR se utilizaron series de secciones de TC. La planificación del tratamiento con TC se obtuvo con el paciente en la misma posición supino, con los mismos dispositivos de inmovilización e idénticas condiciones que se usaron durante el tratamiento.
ÓRGANOS DE RIESGO	A: Médula espinal [C72.0B]. B: Pulmón izquierdo [C34.9-2]. C: Corazón [C38.0]. D: Esófago [C15.9].
DOSIS ADMISIBLE EN LOS ÓRGANOS DE RIESGO	A: Menos de 47 Gy en la médula espinal. B: Tan baja como sea posible en el pulmón izquierdo. C: Menos de 40 Gy si es posible. D: Menos de 66 Gy si es posible.
TÉCNICA EMPLEADA	4 haces de fotones de 18 MV. Haces oblicuo anterior derecho, oblicuo posterior izquierdo, oblicuo posterior derecho y oblicuo anterior izquierdo Direcciones de los haces: 1. Oblicuo anterior izquierdo, 22° (LAO), 2. Oblicuo posterior izquierdo, 142° (LPO), 3. Oblicuo posterior derecho, 202° (RPO), 4. Oblicuo anterior derecho, 322° (RAO). Técnica isocéntrica Se perfilan todos los campos con un margen de entre 7 y 12 mm desde el PTV. Contribuciones de los haces en el Punto de Referencia ICRU = 21.2%, 36.0%, 23.8% y 19.0%. La distribución de dosis se ve en Fig. A.3.d.
CÁLCULO DE LA DOSIS	Modelo Bently-Milan para el cálculo de dosis, corregido por incidencia oblicua, sin corrección por heterogeneidad tisular.
MEDIDAS DE CONTROL	DRR ortogonales comparadas con radiografías ortogonales de simulación. DRR comparadas con radiografías de simulación. DRR ortogonales comparadas con radiografías ortogonales el primer día de tratamiento. DRR comparadas con radiografías del primer día. Una radiografía de verificación de haces de fotones a la semana.
ESPECIFICACIONES DE DOSIS PARA EL INFORME	<ul style="list-style-type: none"> • Punto de Referencia ICRU en el isocentro, en las partes centrales del PTV (100%). • Dosis máxima y mínima en el PTV correspondientes a la planimetría (105%-61%). • Punto caliente (fuera del PTV) =105%, (en la periferia del pulmón).

Cortesía del Mallinckrodt Institute of Radiology, St. Louis, MO.

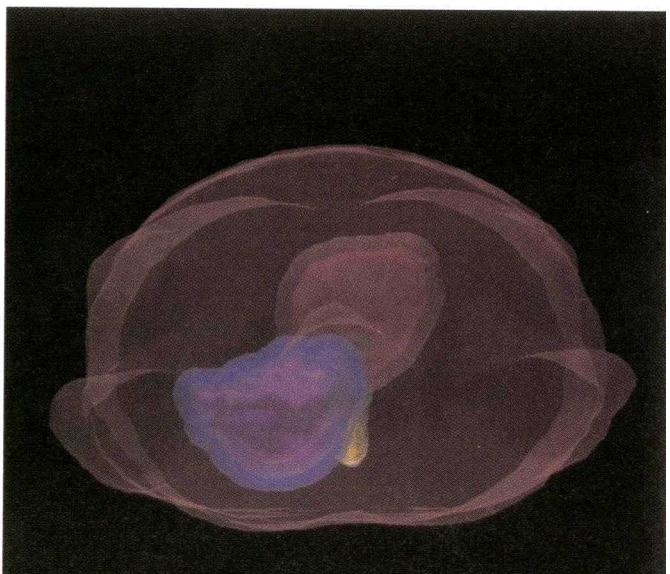
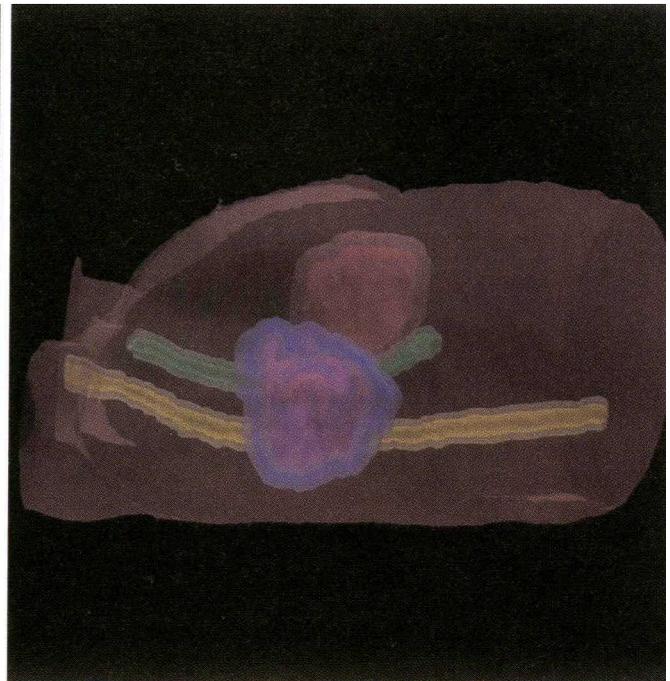
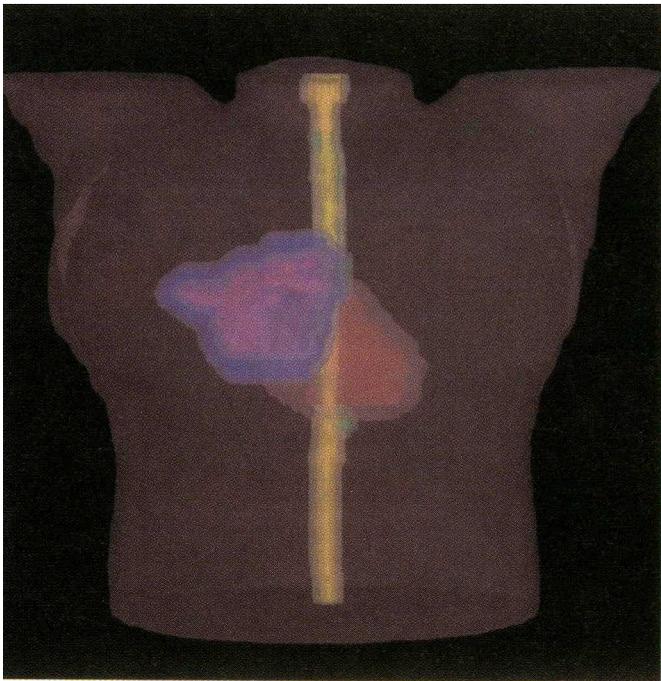


Fig. A.3.a. Presentación, para un paciente con cáncer de pulmón, que muestra la superficie externa de la piel, CTV, ITV, PTV, corazón, médula espinal y esófago.

Arriba a la izquierda: vista anterior.

Arriba a la derecha: vista lateral.

Abajo a la izquierda: vista oblicua.

Abajo a la derecha: vista inferior.

En el caso del pulmón, se utiliza el siguiente código de colores para todas las figuras:

GTV	no indicado	PRV del corazón	naranja claro
CTV	rojo	OR médula espinal	amarillo oscuro
ITV	azul oscuro	PRV de la médula espinal	amarillo claro
PTV	azul claro	OR esófago	verde oscuro
OR corazón	naranja oscuro	PRV del esófago	verde claro

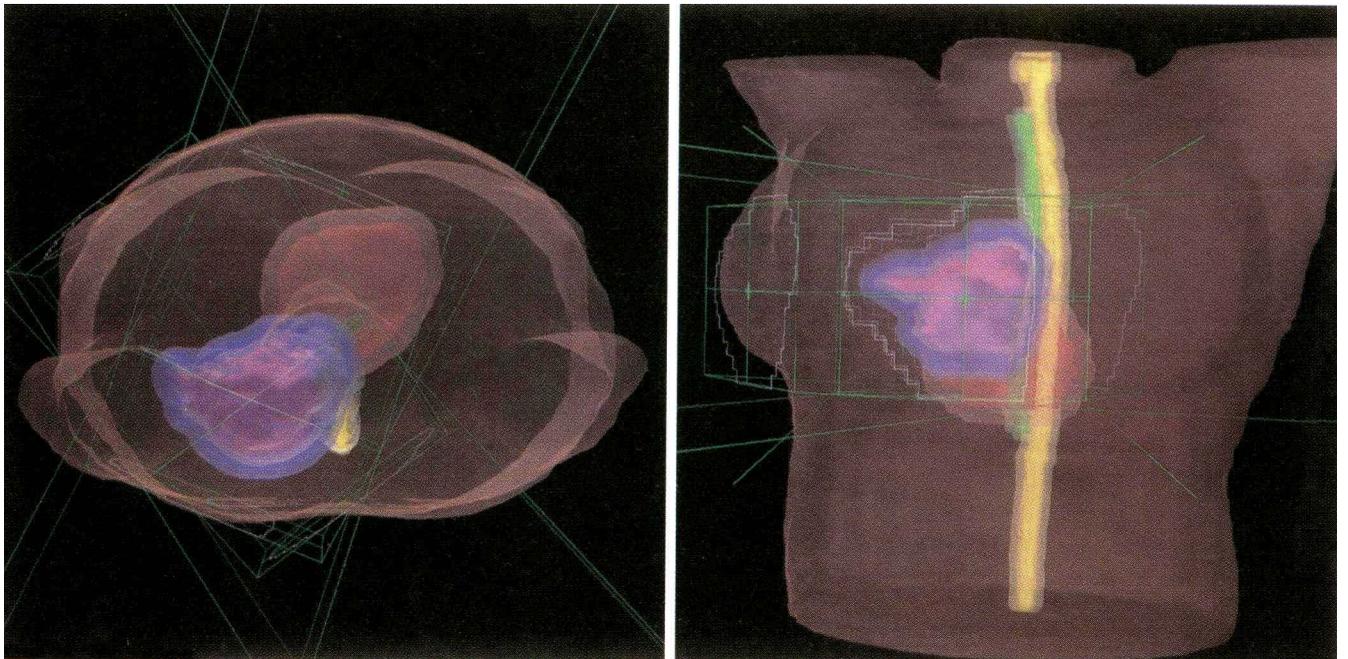


Fig. A.3.b. Presentación, para un paciente con cáncer de pulmón, que muestra los haces, la superficie externa de la piel, el PTV, corazón, médula espinal y esófago. Todos los demás volúmenes han sido suprimidos digitalmente.

Izquierda: vista inferior.
Derecha: vista oblicua.

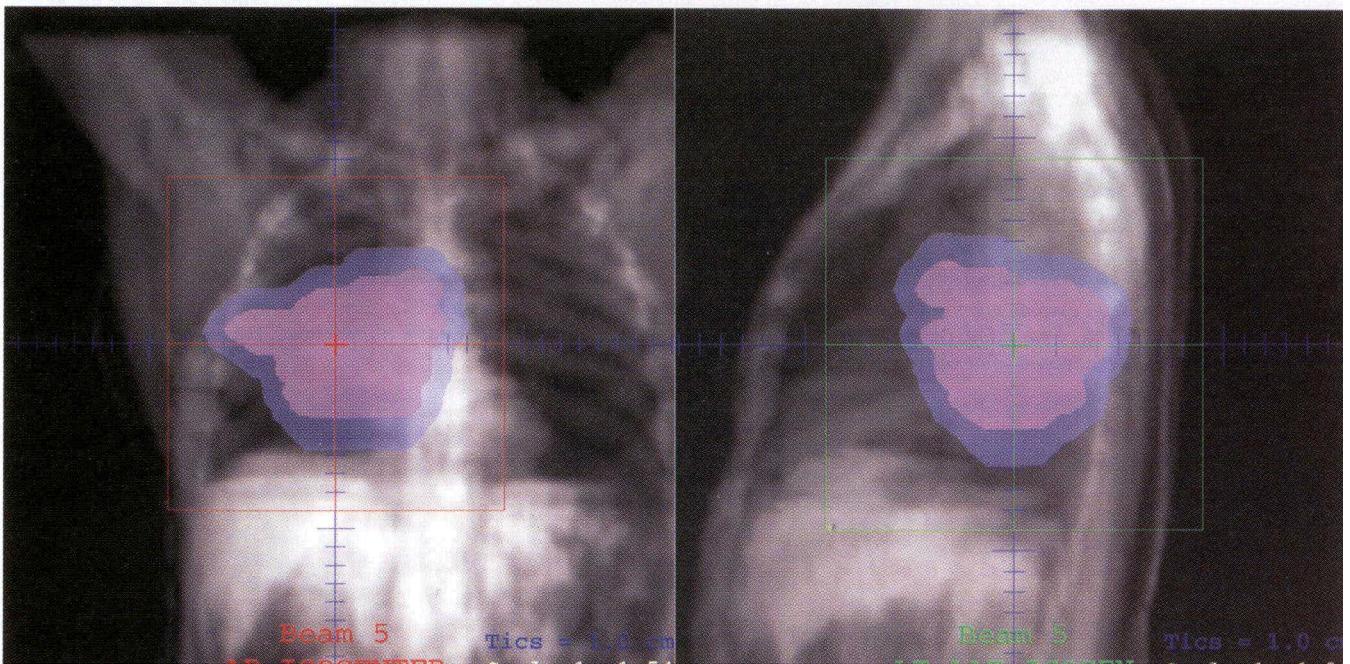


Fig. A.3.c. Presentación BEV (Punto de Vista del Haz) DRR (Radiografías Reconstruidas Digitalmente) que muestra el CTV, PTV y la rejilla transversal de guía.

Izquierda: vista anterior.
Derecha: vista lateral.

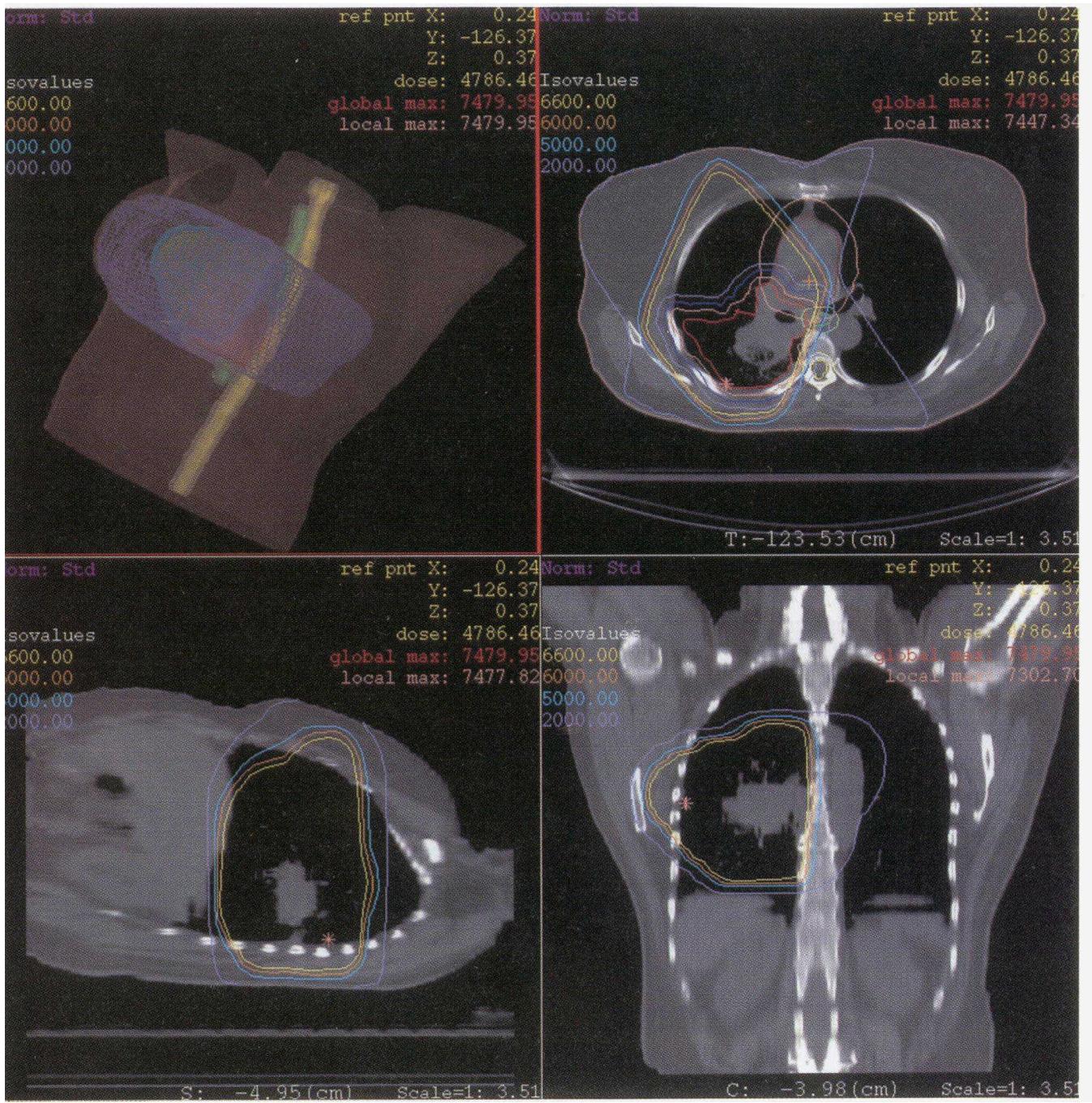


Fig. A.3.d. Presentación de la distribución de isodosis (cGy) del tratamiento completo. La dosis especificada para la prescripción y elaboración del informe es la Dosis en el Punto de Referencia ICRU (71 Gy) dentro del PTV con un mínimo de 66 Gy. Se muestran las vistas en 3D transversal, sagital y coronal a las que se superponen las líneas de isodosis codificadas por colores.

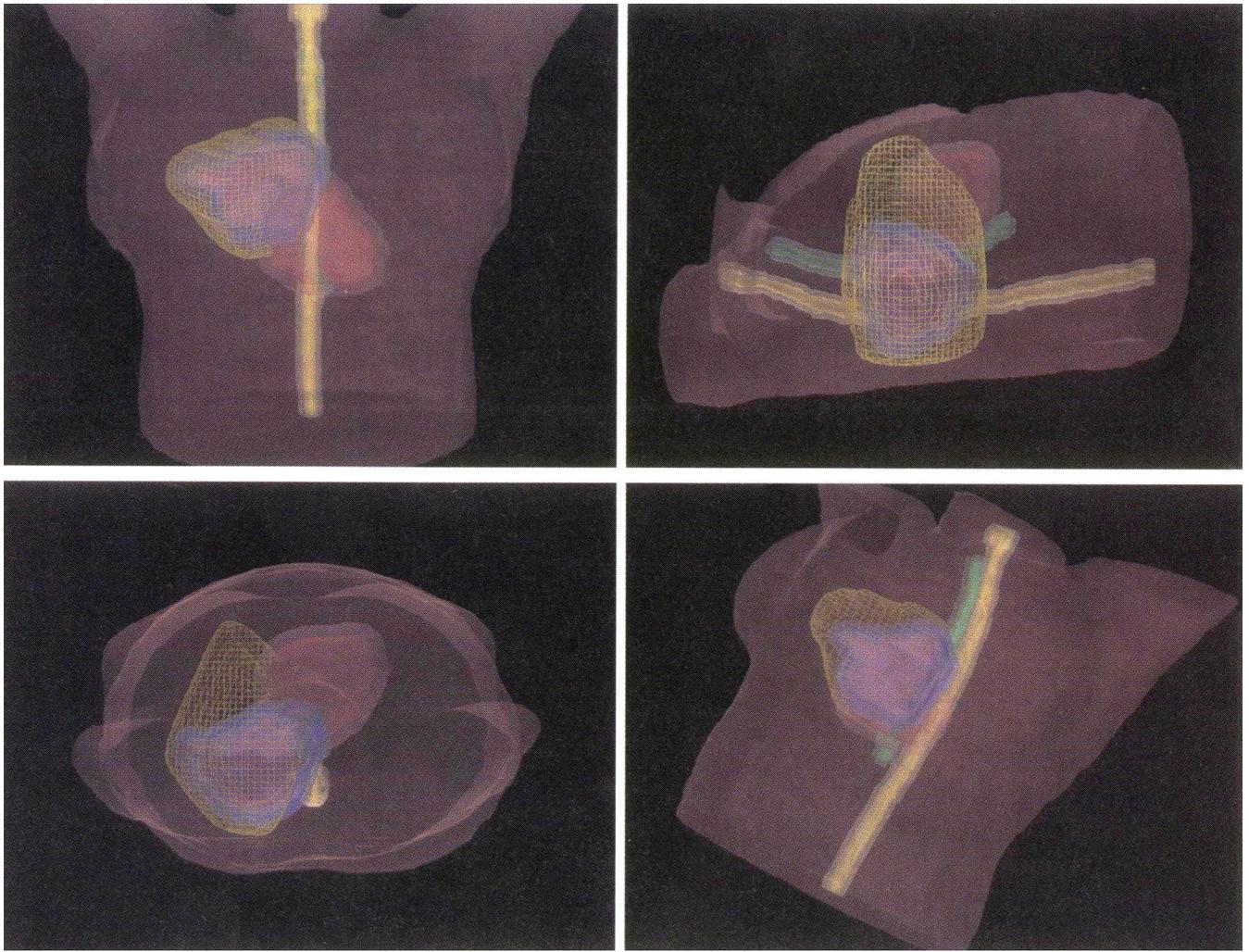


Fig. A.3.e. Presentación que muestra el PTV, el PRV y OR para el corazón, el PRV y OR para la médula espinal, el PRV y OR para el esófago y el Volumen Tratado con una isodosis de 66 Gy.

Arriba a la izquierda: vista anterior.

Arriba a la derecha: vista lateral.

Abajo a la izquierda: vista inferior.

Abajo a la derecha: vista oblicua.

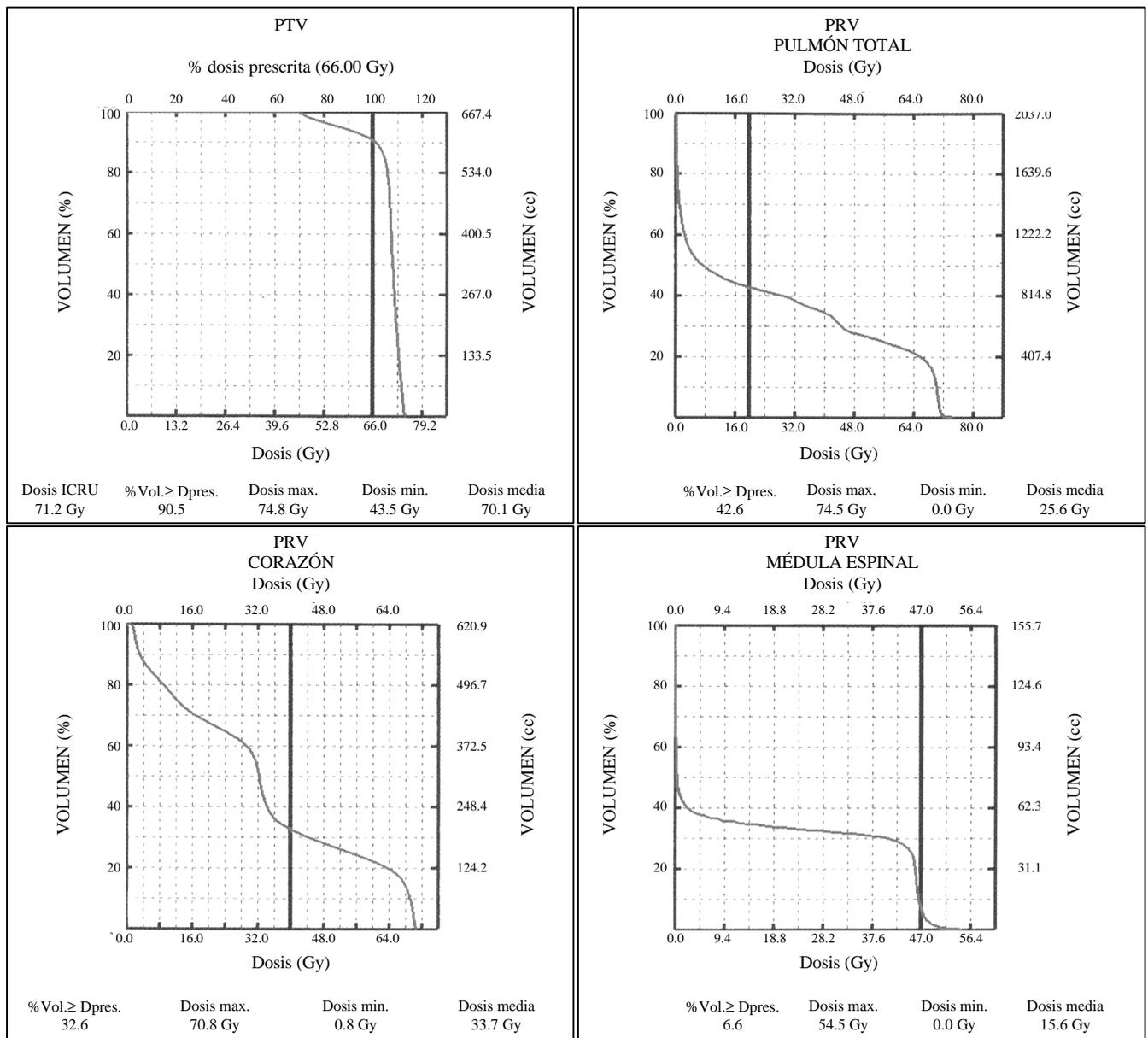


Fig. A.3.f. Representación acumulativa HDV de la distribución de dosis para el PTV, el PRV para el pulmón completo, el PVR para el corazón y el PRV para la médula espinal. Adviértase que la presentación de la dosis en el PTV, incluye, al pie de HDVs, la dosis en el Punto de Referencia ICRU, la dosis máxima, la dosis mínima y la dosis media.

Referencias

- AALTONEN-BRAHME P, BRAHME A, LAX I, *et al.* (1997). "Specification of dose delivery in radiation therapy". *Acta Oncol*, 36, suppl. 10.
- AJCC, (1997). American Joint Committee on Cancer, *Manual for Staging of Cancer*, 5th Edition, Fleming I, Cooper J, Earl Henson D, *et al.*, Eds. (J.P. Lippincott-Raven, Philadelphia).
- ALETTI P, BEY P (EDS.), (1995). *Recommendations for a Quality Assurance Programme in External Radiotherapy*, ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy. Booklet N° 2 (Garant, Leuven-Apeldoorn).
- AUSTIN-SEYMOUR M, CHEN G, ROSENMAN J, MICHALSKI J, LINDSLEY K, GOITEIN M, (1995a). "Tumor and target delineation: Current research and future challenges". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 33: 1041-1052.
- AUSTIN-SEYMOUR M, KALET I, McDONALD J, *et al.*, (1995b). "Three dimensional planning target volumes: a model and a software tool". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 33: 1073-1080.
- BALTER JM, TEN HAKEN RK, LAMM KL, (1996). "Treatment setup verification", pp 471-493 in *Teletherapy: Present and Future*. Mackie TR, Palta JR, Eds. (Advanced Medical Publishing, Madison, WI).
- BENTZEN SM, (1998). "Towards evidence based radiation oncology: improving the design, analysis, and reporting of clinical outcome studies in radiotherapy". *Radiother Oncol*, 46: 5-18.
- BIPM, (1981). Bureau International des Poids et Mesures. Recommendation R(I)-1, p R(I)15 in BIPM Com Cons Étalons Mes Ray Ionisants (Section I) 6 (Offilib, Paris).
- CREUTZBERG C, VISSER A, DE PORRE P, MEERWALDT J, ALTHOF V, LEVENDAG P, (1992). "Accuracy of patient positioning in mantle irradiation". *Radiother Oncol*, 23: 257-264.
- DISCHE S, SAUNDERS MI, WILLIAMS C, HOPKINS A, AIRD E, (1993). "Precision in reporting the dose given in a course of radiotherapy". *Radiother Oncol*, 29: 287-293.
- EKBERG L, HOLMBERG O, WITTGREN L, BJELKENGREN G, LANDBERG T, (1997). "How should margins be added to the Clinical Target Volume to define the Planning Target Volume, as exemplified for lung cancer?" *Proceedings, Varian Users Meeting*. Villamoura, Portugal, 28-29 April 1997, (Varian AG, Zug, Switzerland).
- EKBERG L, HOLMBERG O, WITTGREN L, BJELKENGREN G, LANDBERG T, (1998). "What margins should be added to the Clinical Target Volume in radiotherapy treatment planning for lung cancer?" *Radiother Oncol*, 48: 71-77.
- FEIN D, MCGEE K, SCHULTHEISS T, FOWBLE B, HANKS G, (1996). "Intra and interfractional reproducibility of tangential breast fields: a prospective on-line imaging study". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 34: 733-740.
- GUSTAVSSON A, ESKILSSON J, LADBERG T, *et al.*, (1990). "Late cardiac effects after mantle radiotherapy in patients with Hodgkin's disease". *Ann Oncol*, 1: 355-363.
- GUSTAVSSON A, ESKILSSON J, LADBERG T, *et al.*, (1992). "Long term effects on pulmonary function after mantle treatment in patients with Hodgkin's disease". *Ann Oncol*, 3: 455-461.
- TEN HAKEN R, FORMAN J, HEIMBURGER D, *et al.*, (1991). "Treatment planning issues related to prostate movement in response to differential filling of the rectum and bladder". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 20: 1317-1324.
- HESS C, KORTMANN R, JANY R, HAMBERGER A, BAMBERG M, (1995). "Accuracy of field alignment in radiotherapy of head and neck cancer utilizing individualized face mask immobilization: a retrospective analysis of clinical practice". *Radiother Oncol*, 34: 69-72.
- HOLLAND R, VELING S, MRUVUNAC M, HENDRIKS J, (1985). "Histologic multifocality of Tis, T1-2 breast carcinomas. Implications for clinical trials of breast-conserving surgery". *Cancer*, 56: 979-990.
- HOLMBERG O, HUIZENGA H, IDZES M, LEBESQUE J, VIJLBRIEF R, MIJNHEER B, (1994). "In vivo determination of the accuracy of field matching in breast cancer irradiation using an electronic portal imaging device". *Radiother Oncol*, 33: 157-166.
- HUNT M, KUTCHER G, BURMAN C, *et al.*, (1993). "The effect of setup uncertainties on the treatment of nasopharynx cancer". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 27: 437-447.
- HUNT M, SCHULTHEISS T, DESOBRY G, HAKKI M, HANKS G, (1995). "An evaluation of setup uncertainties for patients treated to pelvic sites". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 32: 227-233.

- ICRU, (1978). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons*, ICRU Report 29 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland).
- ICRU, (1985). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology*, ICRU Report 38 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland).
- ICRU, (1987). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Use of Computers in External Beam Radiotherapy with High-Energy Photons and Electrons*, ICRU Report 42 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland).
- ICRU, (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*, ICRU Report 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland).
- ICRU, (1997). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy*, ICRU Report 58 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland).
- JACOBS I, VANREGEMORTER J, SCALLIET P, (1996). "Influence of respiration on calculation and delivery of the prescribed dose in external radiotherapy". *Radiother Oncol*, 39: 123-128.
- KNÖÖS T, KRISTENSEN I, NILSSON P, (1998). "Volumetric and dosimetric evaluation of radiation treatment plans: radiation conformity index". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 42: 1169-1176.
- KÄLLMAN P, ÅGREN A, BRAHME A, (1992). "Tumor and normal tissue responses to fractionated nonuniform dose delivery", *Int J Radiat Biol*, 62: 249-262.
- LANDBERG T, NILSSON M, (1993). "Variability of dose specification in external beam therapy". *Radiother Oncol*, 29: 285-286.
- LANDBERG T, LINDGREN M, CAVALLIN-STÅHL E, *et al.*, (1980). "Improvements in the radiotherapy of medulloblastoma". *Cancer*, 45: 670-678.
- LANDBERG T, WAMBERSIE A, AKANUMA A, *et al.*, (1996). "Margins in radiotherapy. Specification of electron beam treatment". Abstract, 15th Annual ESTRO Meeting, Vienna, Austria, September 23-26, 1996.
- LAX I, BLOMGREN H, NASLUND I, SVANSTROM R, (1994). "Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. Methodological aspects". *Acta Oncol*, 33: 677-683.
- LEUNENS G, MENTEN J, WELTENS C, VERSTRAETE J, VAN DER SCHUEREN E, (1993). "Quality assessment of medical decision making in radiation oncology: variability in target volume delineation for brain tumours". *Radiother Oncol*, 29: 169-175.
- LYMAN JT, (1985). "Complication probability assessed from dose-volume histograms". *Radiat Res*, Suppl. 8: 13-19.
- MCPARLAND B, (1993). "Uncertainty analysis of field placement error measurements using digital portal and simulation image correlations". *Med Phys*, 20: 679-685.
- MICHALSKI JM, (1994). "Accounting for localization and organ motion uncertainty in treatment planning", p 41 in *Syllabus: a categorical course in physics*. Purdy JA, Fraass BA, Eds. (Radiological Society of North America, Oak Brook, IL).
- MIJNHEER BJ, BATTERMANN JJ, WAMBERSIE A, (1987). "What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?" *Radiother Oncol*, 8: 237-252.
- MOERLAND M, VAN DEN BERGH A, BHAGWANDIEN R, *et al.*, (1994). "The influence of respiration induced motion of the kidneys on the accuracy of radiotherapy treatment planning, a magnetic resonance imaging study". *Radiother Oncol*, 30: 150-154.
- OFFICIAL JOURNAL OF THE EUROPEAN COMMISSION, (1997). N° L 180/22-27, 9.7.97.
- OLSEN DR, KAMBESTAD BK, KRISTOFFERSEN DT, (1994). "Calculation of radiation induced complication probabilities for brain, liver and kidney, and the use of a reliability model to estimate critical volume fractions". *Br J Radiol*, 67: 1218-1225.
- PURDY JA, (1996). "Volume and dose specification, treatment evaluation, and reporting for 3D conformal radiation therapy", p 235 in *Teletherapy: Present and Future*, Mackie TR, Palta JR, Eds. (Advanced Medical Publishing, Madison WI).
- PURDY J, HARMS W, MICHALSKI J, COX J, (1996). "Multi-institutional clinical trials: 3D conformal radiotherapy quality assurance", pp 255-263 in *3D Conformal Therapy*, Meyer J, Purdy J, Eds.,

- Frontiers of Radiation Therapy and Oncology*, Vol. 29 (Karger, Basel).
- ROESKE J, FORMAN J, MESINA C, *et al.*, (1995). "Evaluation of changes in the size and location of the prostate, seminal vesicles, bladder, and rectum during a course of external beam radiation therapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 33: 1321-1329.
- ROSS CS, HUSSEY DH, PENNINGTON EC, STANFORD W, DOORNBOS JF, (1990). "Analysis of movements of intrathoracic neoplasms using ultrafast computerized tomography". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 18: 671-677.
- SCHWARTZ LH, RICHAUD J, BUFFAT L, TOUBOUL E, SCHLIENGER M, (1994). "Kidney mobility during respiration". *Radiother Oncol*, 32: 84-86.
- TINGER A, MICHALSKI J, BOSCH W, VALICENTI R, LOW D, MYERSON R, (1996). "An analysis of intratreatment and intertreatment displacement in pelvic radiotherapy using electronic portal imaging". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 34: 683-690.
- UICC, (1997). *International Union Against Cancer, TNM Classification of Malignant Tumours*, 5th Edition, Sobin LH, Wittekind Ch, Eds. (Wiley-Liss and Sons, Inc., New York).
- WELTENS C, LEUNENS G, DUTREIX A, COSSET J, EXCHEWEGE F, VAN DER SCHUEREN E, (1993). "Accuracy in mantle field irradiations: irradiated volume and daily dose". *Radiother Oncol*, 29: 18-26.
- WHO, (1990). World Health Organization, *International Classification of Diseases for Oncology (ICD-O [10], 2nd edition based on 10th revision)* (World Health Organization, Geneva).
- WILLET C, LINGGOOD R, STRACHER M, *et al.*, (1987). "The effect of the respiratory cycle on mediastinal and lung dimensions in Hodgkin's disease. Implications for radiotherapy gated to respiration". *Cancer*, 60: 1232-1237.
- WITHERS HR, TAYLOR JMG, MACIEJEWSKI B, (1988). "Treatment volume and tissue tolerance". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 59: 751-759.
- WOLBARST AB, CHIN LM, SVENSSON GK, (1982). "Optimization of radiation therapy: integral-response model of biological systems". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 8: 1761-1769.
- YEUNG D, PALTA J, FONTANESI J, KUN L (1994). "Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery (SRS)". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 28: 493-498.

Informes ICRU

Los Informes ICRU son distribuidos por su oficina de publicaciones. Se puede obtener información acerca de los precios y de la forma de pago en:

ICRU Publications
7910 Woodmont Avenue, Suite 800
Bethesda, Maryland 20814
U.S.A.
Tfno.: 301 657-2652
FAX: 301 907-8768
Email: icru@icru.org
On line: <http://www.icru.org>

También se pueden obtener copias de los informes de:

Mrs. Brigitte Harder
Konrad Adenauer-Straße 26
D-3400 Göttingen
Federal Republic of Germany
Phone (0551) 22612

Kazuya Yamashita, Ph. D.
The Japanes Society of Radiological Technology
Nijyo Plaza, 88 Nishinokyo,
Kitatsuboi-cho
Nakagyo-ku, Kyoto 604
JAPAN

Prof. André Wambersie
Unité de Radiobiologie et Radioprotection
UCL-Cliniques St. Luc
Avenue Hipocrate, 54.69
B-1200 Brussels, Belgium
Phone (02) 764.54.68

Dr. Minoru Takada
Japan Radioisotope Association
28-45, Honkomagome 2-chome
Bunkyoku, Tokyo 113
JAPAN

Prof. Torgil Möller
Regional Tumor Registry
University Hospital
S-22185 Lund
SWEDEN

A continuación se enumeran los informes ICRU disponibles actualmente.

<i>Informe ICRU N°</i>	<i>Título</i>
10b	<i>Physical Aspects of Irradiation (1964)</i>
10c	<i>Radioactivity (1963)</i>
10f	<i>Methods of Evaluating Radiological Equipment and Materials (1963)</i>
12	<i>Certification of Standarized Radioactive Sources (1968)</i>
13	<i>Neutron Fluence, Neutron Spectra and Kerma (1969)</i>
14	<i>Radiation Dosimetry: X Rays and Gamma Rays with Maximum Photon Energies Between 0.6 and 50 MeV (1969)</i>
15	<i>Cameras for Image Intensifier Fluorography (1969)</i>
16	<i>Linear Energy Transfer (1970)</i>
17	<i>Radiation Dosimetry: Xrays Generated at Potentials of 5 to 150 kV (1970)</i>
18	<i>Specification of High Activity Gamma-Ray Sources (1970)</i>
20	<i>Radiation protection Instrumentation and Its Aplication (1970)</i>
22	<i>Measurement of Low-Level Radioactivity (1972)</i>
23	<i>Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays (1973)</i>

24	<i>Measurement of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures (1976)</i>
25	<i>Conceptual Basis for determination of Dose Equivalent (1976)</i>
26	<i>Neutron Dosimetry for Biology and Medicine (1977)</i>
27	<i>An International Neutron Dosymetrie Intercomparison (1978)</i>
28	<i>Basic Aspects of High Energy Particle Interactions and radiations Dosimetry (1978)</i>
30	<i>Quantitative Concepts and Dosimetry in Radiobiology (1979)</i>
31	<i>Average Energie Required to Produce an Ion Pair (1979)</i>
32	<i>Methods of Assesments of Absorbed Dose in Clinical Use of Radionuclides (1979)</i>
33	<i>Radiation Quantities and Units (1980)</i>
34	<i>The Dosimetry of Pulsed Radiation (1982)</i>
35	<i>Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV (1984)</i>
36	<i>Microdosimetry (1983)</i>
37	<i>Stopping Powers for Electrons and Positrons (1984)</i>
38	<i>Dose and Volume Specifications for Reporting Intracavitary Therapy in Ginecology (1985)</i>
39	<i>Determination of Dose Equivalents Resulting for External Radiation Sources (1985)</i>
40	<i>The Quality Factor in Radiation Protection (1986)</i>
41	<i>Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems (1986)</i>
42	<i>Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High –Energy Photons and Electrons (1988)</i>
43	<i>Determination of Dose Equivalents fron External Radiation Sources–Part 2 (1988)</i>
44	<i>Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (1989)</i>
45	<i>Clinical Neutron Dosimetry–Part I: Determination of absorbed Dose in a Patient Treated by External Beams of Fast Neutrons (1989)</i>
46	<i>Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues (1992)</i>
46D	<i>Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, with Data Disk (1992)</i>
47	<i>Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations (1992)</i>
48	<i>Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection (1992)</i>
49	<i>Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles (1992)</i>
49D	<i>Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, with Data Disk (1992)</i>
50	<i>Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (1992)</i>
51	<i>Quantities and Units para Dosimetría en Protección Radiológica (1993)</i>
52	<i>Particle Counting in Radioactivity Measurements (1994)</i>
53	<i>Gamma-Ray Spectrometry in the Environment (1994)</i>
54	<i>Medical Imaging – The Assessment of Image Quality (1995)</i>
55	<i>Secondary Electrón Spectra from Charged Particle Interactions (1995)</i>
56	<i>Dosimetry of External Beta Rays for Radiation Protection (1997)</i>

57	<i>Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation (1998)</i>
58	<i>Dose and Volume Specification for Reporting Intra-cavitary Therapy (1997)</i>
59	<i>Clinical Proton Dosimetry – Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose (1998)</i>
60	<i>Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (1998)</i>
61	<i>Tissue Substitutes, Phantoms and Computational Modelling in Medical Ultrasound (1999)</i>
62	<i>Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50) (1999)</i>

Hay disponibles encuadernaciones para los Informes ICRU. Cada encuadernación puede contener de seis a ocho informes. Las encuadernaciones llevan impresas la identificación “ICRU Reports”, y disponen de porta-etiquetas que permiten al usuario identificar los informes contenidos en cada encuadernación.

También están disponibles los siguientes informes ICRU encuadernados:

- Volumen I. Informes ICRU 10b, 10c, 10f
- Volumen II. Informes ICRU 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 20
- Volumen III. Informes ICRU 22,23,24,25,26
- Volumen IV. Informes ICRU 27, 28, 30, 31, 32
- Volumen V. Informes ICRU 33, 34, 35, 36
- Volumen VI. Informes ICRU 37, 38, 39, 40, 41
- Volumen VII. Informes ICRU 42, 43, 44
- Volumen VIII. Informes ICRU 45, 46, 47
- Volumen IX. Informes ICRU 48, 49, 50, 51
- Volumen X. Informes ICRU 52, 53, 54, 55

(Los títulos de los Informes contenidos en cada encuadernación se dan en el listado de Informes anterior).

Los siguientes informes fueron sustituidos por informes posteriores y han dejado de editarse:

Informe ICRU N°	Título y Referencia*
1	<i>Discussion on International Units and Standard for X-ray work, Br. J. Radiol. 23, 64 (1927)</i>
2	<i>International X-ray Unit of Intensity, Br. J. Radiol. (new series) 1, 363 (1928)</i>
3	<i>Report of Committee on Standardization of X-ray Measurements, Radiology 22, 289 (1934)</i>
4	<i>Recommendations of the International Committee for Radiological Units, Radiology, 23, 580 (1934)</i>
5	<i>Recommendations of the International Committee for Radiological Units, Radiology, 29, 634 (1937)</i>
6	<i>Recommendations of the International Commission on Radiological Protection and of the International Commission on Radiological Units, National Bureau of Standards Handbook, 47 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1951)</i>
7	<i>Recommendations of the International Committee for Radiological Units, Radiology, 62, 106 (1954)</i>
8	<i>Report of the International Commission on Radiological Units and Measurement (ICRU) 1956, National Bureau of Standards Handbook, 62 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1957)</i>
9	<i>Report of the International Commission on Radiological Units and Measurement (ICRU) 1959, National Bureau of Standards Handbook, 78 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1961)</i>

<i>Informe ICRU N°</i>	<i>Título y Referencia*</i>
10a	<i>Radiation Quantities and Units</i> , National of Standards Handbook, 84 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1962)
10d	<i>Clinical Dosimetry</i> , National of Standards Handbook, 87 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1968)
10e	<i>Radiobiological Dosimetry</i> , National of Standards Handbook, 88 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1963)
11	<i>Radiation Quantities and Units</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1968)
19	<i>Radiation Quantities and Units</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1971)
19S	<i>Dose Equivalent</i> [Supplement to ICRU Repot 19] (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1973)
21	<i>Radiation Dosimetry: Electron with Initial Energies Between 1 and 50 MeV</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1972)
29	<i>Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1978)
33	<i>Radiation Quantities and Units</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1980)
35	<i>Radiation Dosimetry: electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV</i> (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1984)

* Las referencias dadas están en inglés. Algunos Informes están publicados también en otros idiomas.

Índice

- Adición y combinación de márgenes, 7, 11
- Añadir y combinar márgenes internos y de configuración, 7, 11
- Codificación de colores para tejidos y volúmenes, 17-18
- Combinación de márgenes, 11
- Descripción de tratamiento en series de pacientes, 23
- Distribuciones heterogéneas de dosis, 1
- Dosis absorbida, 21
- Ejemplos clínicos de aplicación, 26
- Función de la imagen en la planificación, 2
- Gráficos, 15
- Histogramas dosis-volumen, 19
- Índice de conformidad, 13
- Informe de dosis en series de pacientes, 22
- Introducción, 1
- Margen de configuración, 9
 - Ejemplo, 12
- Margen interno, 8
 - Ejemplo, 12
- Márgenes por variaciones geométricas e incertidumbres, 6
 - Márgenes internos y volumen blanco interno (ITV), 8
 - Margen de configuración (SM), 9
- Necesidad de consistencia en los informes de dosis, 1
- Niveles de evaluación de dosis para informe, 22
 - Nivel I, 22
 - Nivel II, 22
 - Nivel III, 22
- Órganos de riesgo, 13, 22
 - Definición, 15
 - Ejemplo, 12
 - Informe, 15
- Penumbra, 12
- Prescripción de tratamiento de extensiones subclínicas adyacentes al GTV, 6
- Prescripción de tratamiento de extensiones subclínicas alejadas del GTV, 6
- Prescripción terapéutica, 21
- Probabilidad de beneficio y riesgo de complicaciones, 17
- Propósito de la especificación de dosis, 1
- Punto de referencia ICRU, 21
- Punto de vista del haz, 15
- Puntos de referencia, 3
 - Puntos de referencia externos, 3
 - ICRU, 21
 - Puntos de referencia internos, 3
- Recomendaciones para registro e informe de volúmenes, 15
- Sistema de coordenadas, 3
- Sobreimpresión, 23
- Sumario, viii
- Variación de dosis en el CTV, 1, 21
- Volumen Blanco, 10
- Volumen Blanco Clínico, 5
 - Cambio de tamaño, forma y localización del CTV durante tratamiento, 8
 - Codificación, 4
 - Definición, 5
 - Ejemplo, 12
 - Extensión subclínica adyacente al GTV, 6
 - Extensión subclínica alejada del GTV, 6
 - Informe, 4, 5
- Volumen Blanco de Planificación (PTV), 6, 10
 - Definición, 10
 - Ejemplo, 12
 - Margen interno y volumen blanco interno (ITV), 8
 - Márgenes por variaciones geométricas e incertidumbres, 6
 - Informe, 10
- Volumen Irradiado, 13
 - Ejemplo, 13
- Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo (PRV), 15
 - Definición, 15
 - Ejemplo, 12
 - Informe, 15
- Volumen Tratado, 12
 - Definición, 12
 - Ejemplo, 13
- Volumen Tumor Macroscópico (GTV), 4
 - Codificación, 4
 - Definición, 4
 - Evaluación, 4
 - Ejemplo, 12, 23
 - Informe, 4
- Volúmenes, 3