

# Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital





# Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital



© Sociedad Española de Física Médica  
E-mail: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)  
Página web: [www.sefm.es](http://www.sefm.es)

**Edición:**

**ADI**  **SERVICIOS  
EDITORIALES**  
<http://www.auladoc.com>

Depósito legal: M-21789-2013  
ISBN: 978-84-938016-9-4

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

# Autores

## **Tema 1. Fundamentos de radiología digital**

**Jose Antonio Miñano Herrero**

Hospital Universitario Reina Sofia, Córdoba.

## **Tema 2. Métricas que definen la calidad de Imagen**

**Manuel José Buades Forner**

Hospital Virgen de la Arrixaca, Murcia

**Antonio González López**

Hospital Virgen de la Arrixaca, Murcia

## **Tema 3. Procesado de la imagen digital**

**Ricardo Torres Cabrera**

Hospital Universitario Rio Hortega , Valladolid

## **Tema 4. Monitores e impresoras**

**Miguel A. Peinado**

Hospital Universitario Central de Asturias, Oviedo

## **Tema 5. Conectividad DICOM**

**José Ignacio Jimenez Alarcón.**

Hospital Nª Sra. de Candelaria, Santa Cruz de Tenerife

## **Tema 6. Gestión Integral de la Imagen**

**Julio Almansa López**

Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada

## **Tema 7. Indicadores dosimétricos en radiología digital**

**Maria Luisa España**

Hospital de la Princesa, Madrid

**J.J. Morant**

Universitat Rovira i Virgili, Reus-Tarragona

**Ana Coll**

ACPRO, S.L. , Barcelona

## **Tema 8. Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR.**

**Carlos Manuel Otero**

Hospital Clínico Universitario, Santiago de Compostela

## **Tema 9. Control de calidad en sistemas de adquisición estática. Sistemas basados en detectores integrados.**

**Juan José Morant Echevarne**

Universitat Rovira i Virgili, Reus-Tarragona

## **Tema 10. Control de calidad en sistemas de visualización**

**Hans Roehrig**

PhD,  
Research Professor, Radiology & Optical Sciences,  
Universidad de Arizona

**Ehsan Samei**

PhD,  
Professor of Radiology, Universidad de Duke

## **Traducción Tema 10**

**Rocío Simón**

Hospital Ruber Internacional

# Índice

## **Introducción..... 13**

### **Tema 1:**

## **Fundamentos de radiología digital..... 19**

### **1. Fundamentos de la radiología computerizada (CR) . . . . . 21**

1.1. Fosforescencia fotoestimulada . . . . . 21

1.2. Pantalla y chasis CR . . . . . 24

1.3. Lectura y parámetros operacionales . . . . . 25

### **2. Fundamentos de radiología digital DR . . . . . 29**

2.1. Materiales detectores de la radiación y panel plano . . 29

2.2. Electrónica asociada a los DR . . . . . 32

2.3. Operación del panel plano . . . . . 35

### **3. Bibliografía. . . . . 38**

### **Tema 2:**

## **Métricas que definen la calidad de imagen . . . . . 41**

### **1. Introducción . . . . . 43**

### **2. Medidas físicas . . . . . 45**

2.1. Curva característica, función de conversión. . . . . 46

2.2. Función de Transferencia de Modulación, *MTF* . . . . . 47

2.3. Espectro de Potencia de Ruido, *NPS* . . . . . 52

2.4. Eficiencia Cuántica de Detección, *DQE*. . . . . 57

2.5. Efecto del muestreo espacial: "aliasing". . . . . 59

2.6. Métodos de medida: normas CEI 62220 . . . . . 60

2.7. Dificultades en su aplicación . . . . . 64

2.8. Otras medidas. . . . . 65

<b>3. Medidas psicofísicas. . . . .</b>	<b>66</b>
3.1. Imágenes empleadas . . . . .	66
3.2. Determinación de umbrales. Función psicométrica . . .	69
3.3. Curvas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle . . . . .	73
3.4. Análisis <i>ROC</i> . . . . .	76
3.5. Análisis <i>VGA</i> . . . . .	80
3.6. Métodos de Elección Forzada con Múltiples Alternativas . .	81
<b>4. Modelos de observador. . . . .</b>	<b>84</b>
<b>5. Conclusiones. . . . .</b>	<b>90</b>
<b>6. Referencias. . . . .</b>	<b>92</b>

**Tema 3:**

**Procesado de la imagen digital . . . . . 101**

<b>1. Introducción . . . . .</b>	<b>103</b>
<b>2. Preprocesado . . . . .</b>	<b>105</b>
2.1. Métodos de preprocesado para compensar la variación del ruido de fondo y del ruido estructural del detector . . . . .	106
2.2. Métodos de preprocesado para el ajuste del rango dinámico de la imagen . . . . .	109
<b>3. Segmentación de la imagen . . . . .</b>	<b>110</b>
<b>4. Postprocesado . . . . .</b>	<b>112</b>
4.1. Realce de bordes. . . . .	112
4.2. Compresión del rango dinámico. . . . .	113
4.3. Transformación en multiescala o multifrecuencia . . . .	115
4.4. Reducción de ruido . . . . .	117
<b>5. Transformación en escala de grises . . . . .</b>	<b>118</b>
<b>6. Ventajas y limitaciones del procesado de la imagen. . . . .</b>	<b>120</b>
<b>7. Referencias. . . . .</b>	<b>123</b>

## **Tema 4:**

### **Monitores e impresoras ..... 125**

#### **1. Introducción ..... 127**

#### **2. Monitores. .... 128**

2.1. El tubo de rayos catódicos (CRT). .... 128

2.2. Monitores de cristal líquido (LCD) ..... 130

2.3. Monitores TFT. .... 133

2.4. Características de los monitores de imagen médica . . 137

#### **3. Impresoras ..... 144**

3.1. Impresoras láser secas ..... 144

3.2. Impresoras termográficas ..... 145

3.3. Características de las impresoras. .... 145

#### **4. Calibración de los monitores e impresoras. .... 147**

4.1. El estándar DICOM 3. .... 147

4.2. El modelo de Barten. .... 149

4.3. Autocalibración. .... 150

4.4. Otras Cuestiones. .... 150

#### **5. Referencias. .... 151**

## **Tema 5:**

### **Conectividad DICOM ..... 153**

#### **1. Introducción ..... 155**

#### **2. DICOM 3.0 ..... 157**

#### **3. IOD (Objetos de información) ..... 159**

#### **4. Protocolo de comunicaciones DICOM. .... 161**

#### **5. Dimse –C ..... 169**

#### **6. Dimse-N. .... 169**

6.1. Servicios de Notificación. .... 169

6.2. Servicios de Operación. .... 169

7. C-Store . . . . .	170
8. Query/Retrieve . . . . .	170
9. SOP- Classes . . . . .	170
10. CT IOD . . . . .	171
11. CR IOD . . . . .	173
12. MN IOD . . . . .	173
13. Extensiones para radioterapia. . . . .	175
14. Impresion en DICOM. . . . .	175
<b>Tema 6:</b>	
<b>Gestión integral de la imagen. . . . .</b>	<b>179</b>
1. Introducción . . . . .	181
2. El Hospital Digital. . . . .	183
3. Sistemas de Información asociados a la imagen médica . . . .	184
4. Interoperabilidad basada en el uso de estándares . . . . .	186
4.1. Estándares internacionales de intercambio de datos sanitarios. . . . .	186
4.2. Introducción a HL7 . . . . .	188
4.3. Algunos problemas comunes en el uso de los estándares. . . . .	191
5. IHE – Integrando las Empresas Sanitarias. . . . .	194
5.1. Los documentos técnicos de IHE. Algunas nociones. .	196
5.2. IHE como banco de pruebas de Interoperabilidad . . .	198
5.3. IHE en Radiología. . . . .	201
5.4. Un ejemplo: Presentación Coherente de Imágenes. . .	204
6. Desarrollo de una estrategia de Integración. . . . .	209
6.1. Cuestiones relativas a la utilización de IHE. . . . .	210
7. Bibliografía. . . . .	213

## **Tema 7:**

### **Indicadores dosimétricos en Radiología Digital 217**

<b>1. Introducción . . . . .</b>	<b>219</b>
<b>2. Indicadores de exposición . . . . .</b>	<b>220</b>
2.1. Sistemas <i>RC</i> . . . . .	222
2.2. Sistemas de radiología digital (“panel plano”). . . . .	231
<b>3. Sistemas de registro y control dosimétrico . . . . .</b>	<b>239</b>
3.1. Sistemas <i>RC</i> . . . . .	240
3.2. Sistemas de adquisición digital <i>RD</i> . . . . .	240
<b>4. Ajuste del control automático de exposición . . . . .</b>	<b>242</b>
<b>5. Dosimetría a pacientes . . . . .</b>	<b>246</b>
<b>6. Referencias. . . . .</b>	<b>247</b>

## **Tema 8:**

### **Control de calidad en sistemas de adquisición estática . . . . . 249**

<b>1. Introducción . . . . .</b>	<b>251</b>
<b>2. Parámetros de los sistemas digitales . . . . .</b>	<b>252</b>
2.1. <i>CR</i> de Agfa. . . . .	252
2.2. <i>CR</i> de Kodak. . . . .	254
2.3. <i>CR</i> de Konica . . . . .	254
2.4. <i>CR</i> de Fuji. . . . .	255
<b>3. Pruebas de control de calidad. . . . .</b>	<b>255</b>
3.1. Configuración. . . . .	257
3.2. Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis . . . . .	258
3.3. Tiempo de lectura . . . . .	258
3.4. Ruido de fondo (“Dark noise”) los detectores . . . . .	259
3.5. Calibración del indicador de dosis del detector . . . . .	260

3.6. Consistencia del indicador de dosis del detector . . . . .	262
3.7. Uniformidad . . . . .	263
3.8. Linealidad y propiedades de transferencia del sistema . . . . .	264
3.9. Efectividad del ciclo de borrado . . . . .	266
3.10. Linealidad espacial y errores de escala . . . . .	267
3.11. Desvanecimiento de la imagen latente. . . . .	268
3.12. Control de calidad de imagen. . . . .	269
3.13. Ajuste del <i>CAE</i> . . . . .	271
<b>Anexo 1 . . . . .</b>	<b>278</b>
A1.1. Maniquí de control de calidad del <i>CR</i> de Agfa. . . . .	278
A1.2. Software de control de calidad del <i>CR</i> de Konica . . . . .	280
A1.3. Software de control de calidad del <i>CR</i> de Kodak . . . . .	281
<b>Anexo 2</b>	
<b>Tablas resumen de las pruebas de control</b>	
<b>de calidad de los <i>CRs</i> . . . . .</b>	<b>283</b>
<b>4. Referencias. . . . .</b>	<b>288</b>
<b>Tema 9:</b>	
<b>Control de calidad en sistemas de adquisición</b>	
<b>estática: sistemas digitales basados</b>	
<b>en detectores integrados (paneles planos). . . . .</b>	<b>291</b>
1. Introducción . . . . .	293
2. Tipos de sistemas integrados:	
características de funcionamiento . . . . .	294
2.1. Detectores de conversión directa . . . . .	294
2.2. Detectores de conversión indirecta . . . . .	294
3. Preprocesado, procesado y presentación de la imagen. . . . .	295
4. Calidad de imagen . . . . .	296
5. Programas de control de calidad y maniqués	
propios del sistema . . . . .	296

<b>6. Consideraciones previas a las medidas . . . . .</b>	<b>296</b>
<b>7. Pruebas de control de calidad. . . . .</b>	<b>298</b>
7.1. Ruido de fondo (“dark noise”) de los detectores . . . . .	298
7.2. Calibración del indicador de dosis del detector . . . . .	299
7.3. Consistencia del indicador de dosis del detector . . . . .	299
7.4. Función de respuesta del detector (propiedades de transferencia) . . . . .	300
7.5. Uniformidad y constancia del receptor de la imagen . . . . .	301
7.6. Ruido . . . . .	303
7.7. Fallo en los elementos del detector ( <i>del</i> ) . . . . .	304
7.8. Elementos defectuosos del detector sin corregir . . . . .	304
7.9. Errores de escala . . . . .	305
7.10. Remanencia de la imagen . . . . .	306
7.11. Control de calidad de imagen. . . . .	307
7.12. Control automático de la exposición ( <i>CAE</i> ) . . . . .	307
<b>8. Referencias. . . . .</b>	<b>308</b>

**Tema 10:**

**Control de calidad en sistemas de visualización.  
Calidad de Imagen y Control de calidad de imagen  
de dispositivos de visualización digitales  
en el entorno PACS. . . . . 311**

<b>1. Introducción . . . . .</b>	<b>313</b>
<b>2. Imagen Médica y Calidad de Imagen . . . . .</b>	<b>314</b>
<b>3. Control de la Calidad de los Sistemas de Visualización . . . . .</b>	<b>319</b>
3.1. Estándares para la evaluación de la calidad de los dispositivos de visualización . . . . .	321
3.2. Pruebas cuantitativas en la Sala de Lectura: Uso de la cámara Image-Smiths . . . . .	343
3.3. Conclusiones . . . . .	343

<b>4. Procedimientos de calibración en imagen médica y control de calidad (QC)</b> . . . . .	<b>344</b>
4.1. General . . . . .	344
4.2. Ejemplo de un Programa de Control de Calidad basado en el protocolo TG18.. . . . .	346
4.3. Recomendaciones de Calidad de Imagen de Monitores para Mamografía del Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology).. . . . .	348
<b>5. Conclusión</b> . . . . .	<b>350</b>
<b>6. Referencias</b> . . . . .	<b>350</b>
<b>Glosario</b> . . . . .	<b>357</b>

# Introducción



## Introducción

La implantación masiva de equipos de radiodiagnóstico que producen imagen digital y la implementación de los PACS, han modificado drásticamente el panorama del diagnóstico médico. Las nuevas tecnologías y métodos empleados para la adquisición, procesado, almacenamiento, distribución y análisis e informe de la imagen, requieren nuevos procedimientos de control de calidad que tengan en cuenta las características específicas de la imagen digital y de las modalidades que la producen.

El objetivo de este texto es el de proporcionar al lector una visión general de las tecnologías existentes y de los parámetros empleados para controlar la calidad de las mismas. Se puede considerar una guía para alguien que comienza a trabajar en imagen digital o que necesita implantar un programa de garantía de calidad en un entorno digital. Los protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico indican los parámetros y magnitudes a medir para determinar el estado de un sistema. En este libro se describen los procedimientos a seguir para llevar a cabo las medidas de una forma coherente.

El libro tiene una estructura modular. Cada uno de los capítulos ha sido escrito por uno o varios autores, que por lo general no han participado en la escritura de otros capítulos y que permite una lectura independiente, aunque complementaria. El resultado se puede considerar como una recopilación o selección de monográficos que constituye un conjunto que abarca a la radiología digital con *CR* y paneles planos, los PACS y el estándar DICOM sin olvidar la dosimetría de pacientes o la gestión de la información.

Se puede dividir el conjunto en cuatro partes. La primera, que consta de tres capítulos, está dedicada a los detectores de *CR* y *DR*. El primer capítulo describe las bases físicas de la obtención de la imagen empleando radiografía computarizada, *CR*, y paneles planos. Trata asimismo los fundamentos de la electrónica de lectura de la matriz de transistores (*TFT*).

En el siguiente capítulo se describen las métricas y los parámetros utilizados en la evaluación de la imagen médica, introduciendo las bases del análisis de Fourier. Se analizan entre otras, medidas físicas, psicofísicas, curvas ROC y modelos de decisión.

Tras la obtención de la imagen y para su correcta interpretación, la imagen se procesa en función de la región anatómica y del objetivo diagnóstico mediante transformaciones descritas en el capítulo tres en el que se describen los procedimientos básicos del procesado de la imagen digital.

El segundo bloque que incluye los temas cuatro, cinco y seis trata de los aspectos generales de almacenamiento, distribución y visualización de las imágenes médicas producidas en las modalidades y de los estándares de comunicación y lenguajes. Se incluyen fundamentos de monitores de imagen, descripción del estándar DICOM y de gestión integral de la imagen en un entorno digital, haciendo hincapié en HL7 y sobretodo en IHE.

El tercer grupo consta de un solo capítulo dedicado a describir los indicadores de dosis de diferentes sistemas de *CR* y *DR*, en la actualidad se trabaja para unificar estos parámetros en uno solo de manera que todos los sistemas entreguen la misma información en un informe estructurado y coherente.

El bloque final, quizás el que caracteriza al conjunto, está dedicado al control de calidad. Describe procedimientos de control de calidad para la realización de pruebas incluidas en los protocolos de control de calidad. Los capítulos octavo y noveno describen exhaustivamente las pruebas destinadas a caracterizar el estado de los sistemas de *CR* y *DR*. Estos procedimientos no incluyen el análisis de Fourier necesario para analizar las métricas descritas en el capítulo dos y basadas en el uso de un software suficientemente contrastado. El capítulo diez está dedicado a los sistemas de visualización. En él se incluye el control de calidad de monitores en el entorno de los PACS siguiendo principalmente el protocolo del TG18 de la AAPM. A la hora de diseñar el contenido del texto, se decidió no hacer referencia a la mamografía por considerar que ésta, por su especificidad, se debe analizar independientemente siguiendo la línea de documentos como las guías europeas o los monográficos de NHSBSP.

Lo ideal hubiera sido una aparición más temprana del texto. La mayoría de los capítulos estaban terminados a finales del año 2009. Aun así echando un vistazo a los contenidos y teniendo en cuenta la situación a día de hoy, del equipamiento existente en nuestros hospitales y de las técnicas de evaluación de la calidad de imagen digital se puede considerar la obra como vigente. Quizás reseñar como novedades más destacadas y no incluidas en el texto, la extensión y protocolización mediante el suplemento 23 al estándar DICOM, y la Norma , *IEC 62494 Exposure Index of Digital X-ray Imaging Systems*, del índice de exposición y , dentro del informe estructurado DICOM, del informe estructurado de dosis, "SR Dose". El primero supone una unificación del indicador del Kerma en aire en el receptor de imagen, independientemente del tipo de adquisición, *CR* o *DR*, o del fabricante y el segundo define, dentro de un nuevo objeto DICOM, la estructura del informe dosimétrico para las distintas modali-

dades, proporcionando al usuario los detalles de la obtención de los diferentes indicadores de dosis.

El objetivo inicial era el de publicar este texto antes de la aparición del protocolo español de control de calidad de radiodiagnóstico, y así servir de introducción teórica y guía de los procedimientos a emplear en el control de calidad de *CR*, *DR* y sistemas de visualización. A la hora de editar este libro ya se han realizado tres cursos de Control de Calidad en Radiología Digital, enfocados a los aspectos prácticos del control de calidad y un curso monográfico de Control de Calidad en Mamografía Digital organizados por la SEFM en los que se han formado más de cien profesionales. Gran parte de los colaboradores en el texto de radiología digital ha participado como profesores en estos cursos. Los diferentes capítulos se pueden considerar como el texto de referencia del que quizás hayan adolecido los Cursos de Control de Calidad en Radiología Digital. Así mismo cabe reseñar que al igual que en el caso de los cursos mencionados, prácticamente la totalidad de los participantes en la escritura del libro ha colaborado de una u otra forma en la elaboración del nuevo protocolo conjunto de SEFM, SEPR y SERAM para el control de calidad en radiodiagnóstico. El protocolo que incluye como anexos, resonancia magnética y ultrasonidos se basa en la realización de medidas realizadas de acuerdo a lo descrito en este texto.

Para finalizar esta introducción sólo me queda agradecer el enorme esfuerzo llevado a cabo de forma desinteresada por los autores de los capítulos y por todos aquellos que como correctores o revisores han colaborado en la elaboración de esta recopilación que espero sea de utilidad dentro de los objetivos limitados definidos para ella.

**Santiago Miquélez Alonso**

Coordinador del grupo

Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona



# **Tema 1:** Fundamentos de radiología digital

**José Antonio Miñano Herrero**



# Fundamentos de radiología digital

*José Antonio Miñano Herrero  
Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba*

## 1. Fundamentos de la radiología computerizada (CR)

### 1.1. Fosforescencia fotoestimulada

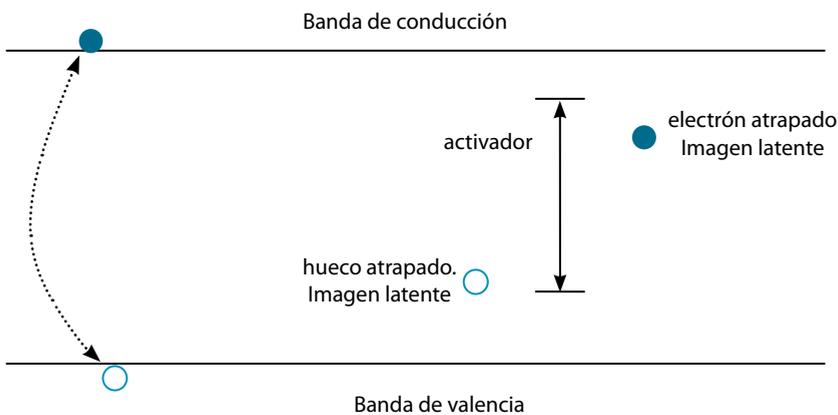
La luminiscencia fotoestimulada o fosforescencia fotoestimulada es el fenómeno físico por el cual ciertos materiales absorben energía procedente de un haz de radiaciones ionizantes reemitiendo parte de esta energía en forma de luz tras haber sido estimulado por otra luz de diferente longitud de onda.

Aunque muchos materiales poseen luminiscencia fotoestimulada, los más usados en los sistemas disponibles en la actualidad son los fluorohaluros de bario dopados con europio,  $\text{BaFX:Eu}^{2+}$  donde X es Cl, Br, I o una combinación de ellos. En la anterior fórmula química el europio es el llamado elemento activador. Es una impureza añadida en pequeñas cantidades, que sustituye en la estructura cristalina al Bario. Por otro lado el haluro X sustituye en la estructura cristalina al Flúor. En ambos situaciones se producen niveles energéticos discretos en la banda prohibida.

El comportamiento microscópico detallado de la fosforescencia fotoestimulada es complejo y es objeto de una importante controversia (Blase y Grabmaier 1994, Seibert 1997) que se ve acentuada por las diferencias entre los distintos tipos de fósforos, sin embargo se puede resumir en los siguientes pasos (figura 1):

- Un par electrón-hueco ligado puede formarse en un aislante tras la interacción de éste con la radiación. El par puede moverse libremente por el cristal, encontrándose el electrón en la banda de conducción y el hueco en la de valencia y existiendo entre ellos una mutua atracción en todo momento.
- El movimiento perdura hasta que el electrón queda atrapado en los iones positivos de los átomos de haluro X o del Flúor. Esto supone la formación de la imagen latente. Actualmente no se conoce claramente el lugar donde queda retenido el hueco.

- El espectro de estimulación está relacionado con el de absorción del haluro X y del Flúor, es decir, el primer paso en el proceso de estimulación es la excitación del electrón atrapado. Este punto es el origen de una gran ineficiencia puesto que el 80% de los electrones atrapados lo está en el Flúor y el 20% restante en X, habiéndose demostrado que sólo las desexcitaciones de estos últimos contribuyen a la fosforescencia fotoestimulada.
- Finalmente el espectro de la fosforescencia fotoestimulada ha sido relacionado con transiciones internas dentro del elemento activador. La trampa donde queda retenido electrón debe estar espacialmente relacionada con el activador para que pueda producirse la cadena completa.



**Figura 1.** Estructura de bandas y niveles energéticos creados en la banda prohibida por el haluro X y el elemento activador.

La eficiencia en el caso de la fluorescencia, definida como el cociente entre la energía en forma de luz emitida y la energía de los rayos X absorbida, está comprendida entre el 10% y el 20%. Sin embargo son otras las cantidades encontradas en la literatura para caracterizar la eficiencia como el número de fotones de luz emitidos por unidad de energía absorbida,  $G$ , o la energía promedio para obtener un fotón de luz,  $W$ . El primer paso para la emisión de un fotón de luz es la creación de un par electrón-hueco, por tanto la energía requerida para esto constituye el límite inferior para  $W$ . Para un valor del ancho de la banda prohibida igual a  $E_g$  y teniendo presente los principios de conservación de energía y momento,  $W$  se puede aproximar a la siguiente expresión:

$$W \approx 3 \cdot E_g$$

Esta expresión es válida para semiconductores, fotoconductores y aislantes y constituye el límite inferior para la producción de un par electrón-hueco en

estado sólido. Para el caso de la fosforescencia fotoestimulada, puesto que el número de etapas que existen hasta obtenerse un fotón de luz es mayor, la ineficiencia aumenta manifestándose en un aumento del valor de  $W$ . Un rasgo característico de los fósforos fotoestimulables es que la ganancia de conversión es un orden de magnitud menor que la de los materiales fluorescentes convencionalmente usados en radiología.

En la tabla 1 se muestran algunas de las características físicas más relevantes de alguno de estos materiales como son  $W$ , el número de fotones de luz emitidos por cada 50 keV de energía absorbida,  $G$ , las longitudes de onda tanto de la luz de estimulación como de emisión y el tiempo de decaimiento o de emisión tras la estimulación.

Fósforo	$W$ (eV)	$G$ (fotones/50 KeV)	Tiempo de decaimiento ( $\mu$ s)	$\lambda$ de emisión (nm)	$\lambda$ de estimulación (nm)
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb <sup>3+</sup>	20	2500	3	550	na
CsI:Tl <sup>+</sup>	20	2500	0,98	550	na
BaFBr:Eu <sup>2+</sup>	360	140	0.7	390	500-650
BaFBr <sub>0.85</sub> I <sub>0.15</sub> :Eu <sup>2+</sup>	360	140	0.7	390	550-700

**Tabla 1.** Valores de la energía promedio para emitir un fotón de luz,  $W$ , ganancia de conversión,  $G$ , tiempo de decaimiento y longitudes de onda de estimulación y emisión.

El tiempo de decaimiento mostrado en la tabla 1 es el requerido para que la información en el fósforo se reduzca en un factor e, por tanto en ese intervalo de tiempo, tras la estimulación, se habría emitido el 63.2% de la información almacenada.

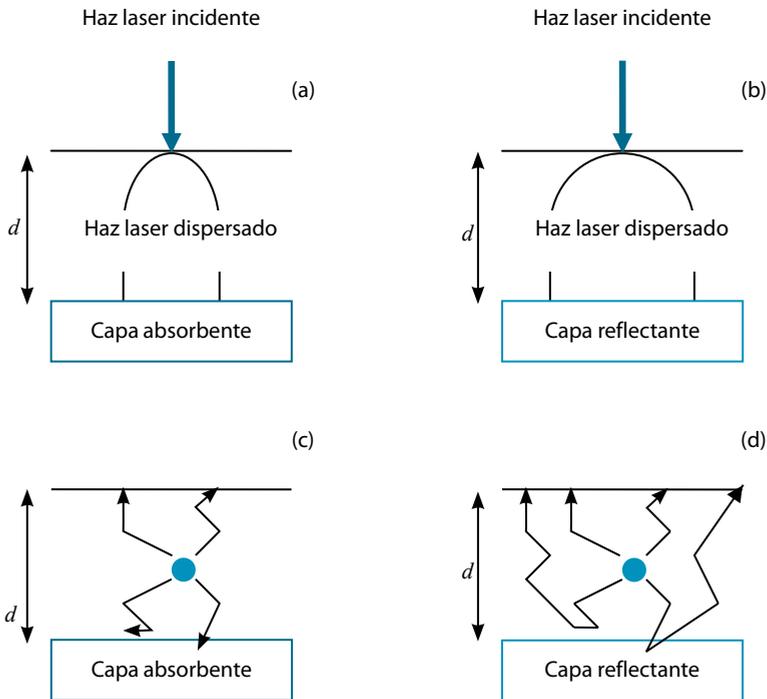
En relación con las longitudes de ondas, el detalle más significativo para un buen material fosforescente es la diferencia existente entre ellas que permite discernir entre la luz estimuladora y la de emisión. La primera se encuentra en la zona roja del espectro electromagnético, en tanto que la segunda se encuentra en la azul. En el caso concreto del BaFBr<sub>0.85</sub>I<sub>0.15</sub>:Eu<sup>2+</sup> se obtiene una mejor sintonía con la longitud de onda característica del diodo láser al disminuir la proporción de Bromo e introducir el Yodo.

Otro aspecto a considerar en el comportamiento de los materiales fotoestimulables es el decaimiento de la imagen latente con el tiempo transcurrido hasta la lectura. Los valores cambian de un producto comercial a otro; para el BaFBr:Eu<sup>2+</sup> se observa una pérdida de información del 25% después de 8 horas tras la irradiación (Kato 1994), mientras que este tiempo es del orden de decenas de segundo para el RbBr:Tl<sup>+</sup> (Nakazawa et al. 1990).

## 1.2. Pantalla y chasis CR

Tanto desde el punto de vista físico como en el diseño, la pantalla CR es muy similar a la pantalla de refuerzo usada convencionalmente con la película radiográfica. Una pantalla CR está formada, en su forma más básica, por una capa activa situada sobre un soporte rígido o flexible.

La capa activa es el lugar donde se absorbe la energía procedente de la radiación, queda almacenada la imagen latente y posteriormente es estimulada para obtener la información del paciente. El  $\text{BaFX:Eu}^{2+}$  se encuentra en forma de granos de un tamaño comprendido entre 3 y  $10\ \mu\text{m}$  (Kengyelics et al. 1998, Matsuda et al. 1993) que son mezclados con un polímero aglomerante como nitrocelulosa, poliéster o poliuretano.



**Figura 2.** Efecto de la capa absorbente en la dispersión de la luz del haz estimulador, (a) y (b), y en la dispersión de la luz emitida por el fósforo, (c) y (d).

El soporte, realizado de aluminio, cristal o polietileno-tereftalato (PET), tiene por principal objeto proporcionar un soporte con suficiente rigidez para permitir la manipulación de la capa activa tanto por el usuario como por el sistema

de lectura. También juega un papel importante en la optimización del conjunto desde un punto de vista óptico.

En la práctica los fabricantes añaden otras capas con el fin de obtener la optimización mecánica, eléctrica y óptica. De especial interés es este último punto por su fuerte incidencia en la resolución de la imagen. En la figura 2 (a) y (b) se muestra gráficamente el efecto de la presencia de una capa absorbente o reflectante, tras la capa activa, en la dispersión del haz láser incidente. Es evidente que la presencia de una capa absorbente mejora la resolución espacial de la imagen dado que no se produce extensión de la luz láser. Para la emisión fotoestimulada, (c) y (d) de la misma figura, la presencia de la capa reflectante posibilita la salida de la máxima luz posible aún con pérdida de resolución. Una posible solución para reducir la extensión de la luz estimulante es emplear una capa reflectante más selectiva con las longitudes de onda. En otros casos, algunos fabricantes dispersan pequeñas cantidades de colorantes que absorben la luz láser.

En lo que se refiere al espesor de la capa activa la disyuntiva entre absorción y resolución que existía con la película radiográfica se mantiene, la solución también: Produciendo distintos tipos de pantallas buscando resolución, como en mamografía, o reducción de dosis cuando las exigencias permiten sacrificar calidad de imagen. Los valores encontrados comercialmente están comprendidos entre 200 y 400  $\mu\text{m}$ .

### 1.3. Lectura y parámetros operacionales

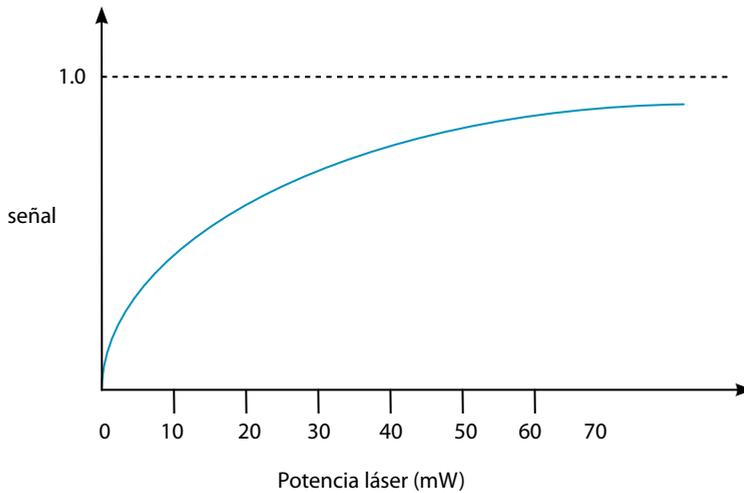
Las etapas que llevan a la adquisición de la información almacenada en el CR son las siguientes (Schaetzing 2003):

#### 1.3.1. Láser y control de intensidad

En los primeros sistemas CR la luz láser empleada provenían de sistemas de gas, por ejemplo HeNe con longitud de onda de 633 nm, en la actualidad los láser empleados son de estado sólido cuya emisión se produce también en la zona roja del espectro. El motivo para el cambio de tecnología está en el carácter más compacto, una mayor eficiencia energética y una vida media más prolongada. En cualquier de los casos la luz emitida se encuentra dentro del rango del espectro de estimulación de los fluorohaluros de bario (ver tabla 1) y es bastante diferente de la longitud de onda de la energía de desexcitación del fósforo fotoestimulable que se produce en la zona azul del espectro electromagnético lo que facilita la discriminación de la señal de interés.

La potencia requerida es del orden de decenas de milivatios. De gran relevancia en el proceso de lectura es la constancia de la potencia del láser en el transcurso del proceso de estimulación, si esto no es así y la potencia del haz

láser no es constante la imagen de un campo plano de radiación no será plana. En este sentido es de interés la curva de estimulación de un fósforo fotoestimulable que relaciona el nivel de señal obtenido del fósforo con la energía de estimulación, figura 3. De esta figura se deduce que de un punto fijo del fósforo la señal obtenida tras la estimulación dependerá de la intensidad de esta y que siempre restará una parte de la imagen latente que no se podrá recuperar como parte de la información útil y que finalmente deberá de ser borrada.



**Figura 3.** Típica curva de estimulación de un fósforo. El nivel de señal obtenido aumenta de forma no lineal con la cantidad de energía invertida en la estimulación.

### 1.3.2. Conformador del haz láser

El haz láser al interactuar con la pantalla debe estimular volúmenes iguales en tiempos iguales para asegurar la energía depositada en cada píxel es la misma. Si se imagina la luz estimuladora como un cilindro y al fósforo fotoestimulable como un plano que corta al haz de luz es claro que tanto la distancia desde el foco a la pantalla, como la forma del haz, como la velocidad de movimiento en la superficie varía de un punto a otro no obteniéndose los dos objetivos planteados inicialmente. Se hace necesario por tanto una conformación en tiempo real del haz mediante una óptica especial que mantenga la forma, tamaño y velocidad ampliamente independientes de la posición sobre la pantalla.

En el caso de los láseres de estado sólido, el haz tiene forma elíptica lo que conlleva una mayor dificultad en la conformación en contraste con la forma circular de los láseres de gas. En cualquier caso el tamaño del pincel láser que incide sobre el fósforo se encuentra en torno a  $200 \mu\text{m}$  a una altura de  $1/e^2$  lo

que fija el tamaño de píxel. En la tabla 2 se muestran valores de la frecuencia de muestreo y tamaño de píxel de distintas marcas comerciales.

	<b>AGFA CR 25.0</b>	<b>Fuji FCR XG1</b>	<b>Kodak DirectView CR5000</b>	<b>Konica Minolta Regius 190</b>
<b>Frecuencia de muestreo (píxel/mm)</b>	10.0, 6.7	10.0, 6.7, 5.0	10.3, 8.7, 5.9	11.4, 5.7
<b>Tamaño píxel (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	100, 150	100, 150, 200	97, 115, 168	87.5, 175

**Tabla 2.** Frecuencia de muestreo y tamaño de píxel de distintas marcas comerciales.

### 1.3.3. Deflector del haz

El deflector del haz mueve a lo largo de la línea de scan el pincel láser para estimular secuencialmente cada punto situado en esa dirección (*fast scan* o *in-line direction*). Dependiendo de la velocidad de scan requerida el deflector del haz puede ser de diferentes tipos pero en cualquier caso el posicionamiento del haz debe ser exacto y reproducible.

La velocidad de scan se encuentra limitada principalmente por la constante de tiempo del decaimiento de la luz fotoestimulada (ver tabla 1). En el caso de realizarse el scan de forma excesivamente rápida la señal procedente del píxel actual podría no encontrarse completamente decaída antes de iniciarse la excitación del siguiente píxel, esto implicaría pérdida de información en el primero y de resolución en el segundo. Para evitar esta situación se deja transcurrir alrededor de 5 constantes de tiempo entre lecturas sucesivas. Por tanto para un valor de  $0.7 \mu\text{s}$  de constante de tiempo y  $2000 \times 2000$  píxeles el tiempo resultante es de 16 segundos.

Al anterior tiempo hay que sumarle el propio de la excitación láser, es decir el requerido para depositar la energía de excitación deseada para obtener el nivel de señal deseado en todos los píxeles. Para alcanzar un valor de alrededor del 90% de descarga de información, la energía de excitación requerida es aproximadamente  $2 \text{ J m}^{-2}$  de tal modo que si consideramos un tamaño de  $24 \times 30 \text{ cm}^2$  y un láser de 30 mW el tiempo total sería de alrededor de 5 segundos.

#### 1.3.4. Etapa de transporte

La óptica deflectora produce el barrido en una de las direcciones de tal modo que para lograr el barrido completo se requiere transportar el fósforo por debajo del pincel láser. A la primera de ellas, que es barrida por el deflector del haz, se le llama dirección rápida de scan (*fast scan* o *in-line direction*) mientras que a la segunda se le denomina velocidad lenta de scan (*low scan* o *cross-line direction*). De nuevo la precisión en el movimiento es crítica para evitar artefactos.

#### 1.3.5. Óptica de colección de luz

El fin de este componente es coleccionar la mayor cantidad de luz emitida desde la pantalla hacia el fotodetector. Se realiza mediante una guía de luz que se encuentra en contacto estrecho con el fósforo para maximizar la luz captada. La luz se transporta por la guía hasta la etapa siguiente en base al proceso de reflexión interna total que se produce en su interior. La relación señal ruido de la imagen depende de forma crítica de este punto del proceso dada la presencia junto con la luz procedente de la desexcitación de la pantalla de aquella originada por la dispersión del haz láser.

#### 1.3.6. Filtro óptico

De forma sencilla se puede calcular que la intensidad de la luz emitida por el fósforo tras la estimulación, puede ser hasta ocho órdenes de magnitud menor que la luz láser reflejada. Como se mencionó antes, ambas alcanzan la óptica de colección de luz y en consecuencia es crítico separar la señal útil. La base física de la separación esta en las diferentes longitudes de onda de las dos señales.

#### 1.3.7. Fotodetector

El fotodetector es elemento encargado de la conversión de la luz emitida en una señal eléctrica. Los transductores empleados en la actualidad para este fin son los tubos fotomultiplicadores (TFM), que son incorporados por la mayoría de los sistemas comerciales, y los dispositivos acoplados por carga (CCD).

Los TFM, poseen una alta señal de ganancia, una eficiencia cuántica de conversión razonable alrededor del 25% y tanto ruido interno como corriente oscura bajos. Además, el rango dinámico de estos dispositivos se acopla bien con el rango de señales posibles de un fósforo fotoestimulable. Un rasgo de interés es su menor sensibilidad en la zona roja (0.1%) del espectro en relación con la que posee en la parte azul (25%) lo que añade un filtrado adicional de la luz de estimulación.

El CCD muestra tres ventajas en relación con el TFM: un más bajo costo, menor tamaño y una eficiencia de conversión de luz en carga eléctrica alrededor de dos veces mayor. Sin embargo el rango dinámico de estos dispositivos es menor que en los TFM lo que exige una electrónica asociada más depurada. Por otro lado la sensibilidad espectral es más amplia y por tanto su discriminación de la luz roja prácticamente no existe lo que implica un mayor esfuerzo en el diseño del filtro óptico.

### 1.3.8. Borrado

El borrado se realiza haciendo incidir sobre todo el fósforo una luz intensa que da lugar a la eliminación de la imagen latente.

## 2. Fundamentos de radiología digital DR

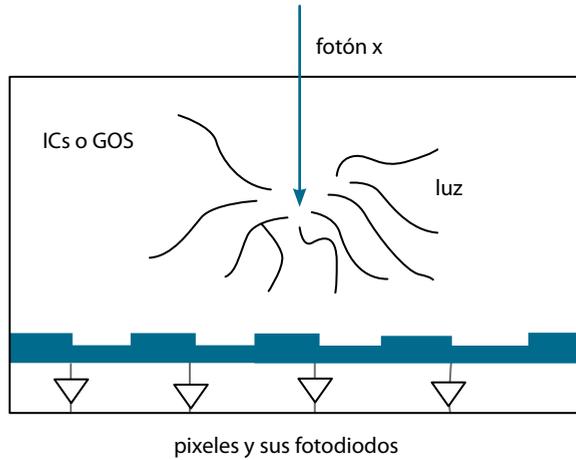
### 2.1. Materiales detectores de la radiación y panel plano

Actualmente Los detectores planos han sido clasificados en dos tipos atendiendo al tipo de conversión de energía procedente del haz de radiación que realiza el elemento sensible a la radiación: Indirectos y directos.

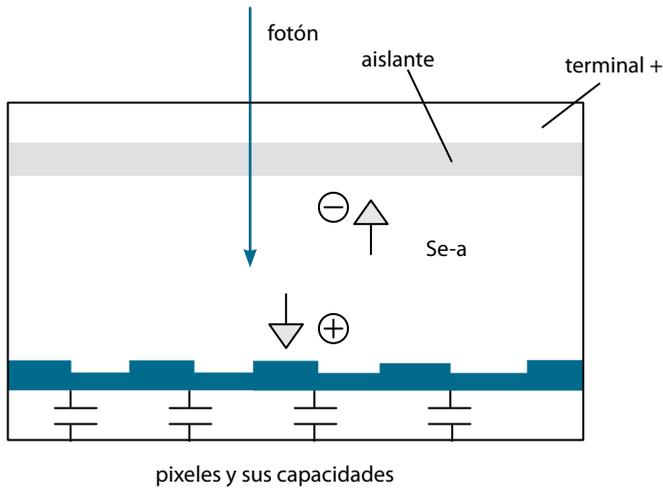
Los detectores indirectos hacen uso de un material centelleador, habitualmente CsI:Tl y  $Gd_2O_2S$ , en contacto con una matriz de píxeles donde cada uno de estos cuenta con un elemento fotosensible, un fotodiodo. Una fracción de la energía depositada por la radiación en el centelleador es convertida a luz. El elemento fotosensible genera una carga eléctrica proporcional a esa luz que es almacenada en una estructura capacitiva hasta que se realiza la lectura.

El CsI:Tl es especialmente interesante por la tendencia de este material a crecer en forma de una estructura de columnas que canalizan la luz, reduciéndose así la dispersión de la misma y permitiendo espesores de hasta  $500 \mu\text{m}$  con un sacrificio aceptable de la resolución espacial (Grandor et al. 2000).

En el caso de la detección directa una capa de fotoconductor, por ejemplo selenio amorfo, se encuentra en contacto eléctrico con una matriz activa de píxeles. Al interaccionar la radiación con el material fotoconductor se produce carga en forma de pares electrón–hueco. Estos pares, mediante un campo eléctrico externamente aplicado, son separados y colectados. La colección de carga se hace en cada píxel en un elemento capacitivo (Que et al. 1995, Choquette et al. 2001).



**Figura 4.** Esquema de un detector indirecto, formado por un material centelleador en contacto con su matriz de píxeles.



**Figura 5.** Esquema de un detector directo, formado por un material fotoconductor en contacto con su matriz de píxeles.

Existen diferentes tipos de materiales fotoconductores como selenio amorfo (Se-a), óxido de plomo (PbO), bromuro de talio (BrTI) o telurio de cadmio (TeCd). El material que se ha impuesto y que ha sido adoptado por los distintos fabricantes es el selenio amorfo, los motivos son los siguientes (Zhao et al. 1994):

- Su ruido oscuro es el más bajo de todos.
- Facilidad para la fabricación de detectores de gran área debido a su carácter amorfo.
- Energía para la producción de un par electrón hueco (50 eV) razonablemente adecuada.

En el caso del CdTe el valor de  $W$  es de 5 eV sin embargo se presenta en forma de cristal lo que dificulta la obtención de grandes áreas y la temperatura de cristalización es de 500°C.

Los espesores de de Se-a están comprendidos aproximadamente entre 50 y 500  $\mu\text{m}$  dependiendo del uso que reciba el detector puesto que cuanto mayor sea la energía promedio de los fotones de RX que alcancen el detector, mayor ha de ser el espesor para garantizar un determinado porcentaje de detección (Zhao et al. 1994) . Así, por ejemplo, para tener una absorción del 50% de un haz de fotones de 50 KeV, el espesor es de 365  $\mu\text{m}$ , reduciéndose hasta 50  $\mu\text{m}$  cuando se trata de fotones de 20 KeV.

El campo eléctrico aplicado se encuentra alrededor de los 10 Volt /  $\mu\text{m}$  lo que supone tensiones entre 500 y 5000 voltios.

En el panel plano una proporción del detector contiene la electrónica no sensible a la luz o electrones colectados. Esto lleva al concepto de factor de llenado, que es la fracción del área del píxel que es sensible a la señal procedente del material sensible a la radiación. El factor de llenado se reduce al aumentar el número de píxeles por milímetro con el fin de mejorar la resolución lo que conlleva una reducción de la sensibilidad del detector.

## 2.2. Electrónica asociada a los DR

La electrónica de cada píxel esta formada por un transistor de efecto campo metal-oxido-semiconductor (MOS) que controla la carga final resultante de la interacción de la radiación con el material detector. La tecnología de fabricación de circuitos integrados basada en transistores de efecto campo está firmemente establecida en la electrónica moderna. Las principales ventajas de esta tecnología son las siguientes:

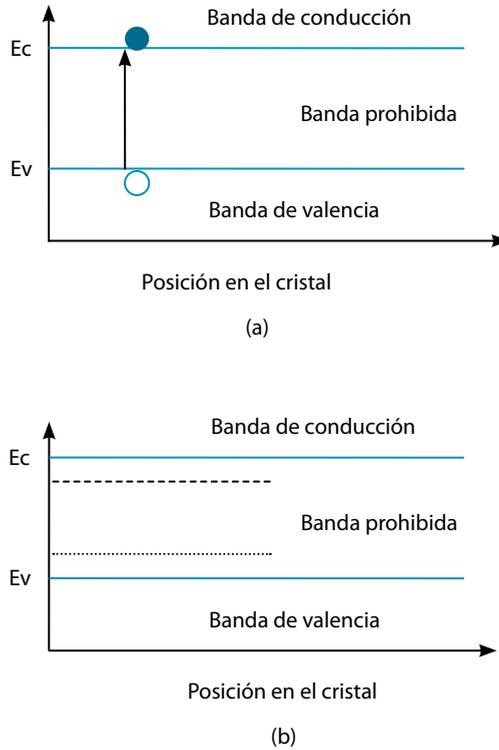
- Baja disipación de potencia. Así es, el suministro de potencia y la correspondiente disipación de la misma se produce solo en la transición entre los estados posibles del transistor.
- Alta densidad de integración.

Los transistores MOS son fabricados mediante superposición de distintas capas de materiales aislantes, conductores y semiconductores dopados de forma conveniente, empleando como material de base un semiconductor, habitualmente silicio.

Desde el punto de vista estructural, los elementos semiconductores covalentes, silicio o germanio, poseen cuatro electrones de valencia y forman una estructura cristalina tetraédrica del tipo que presenta el diamante. En el modelo de bandas del semiconductor intrínseco no existen niveles energéticos discretos en la banda prohibida (figura 6, (a)) de tal modo que el número de electrones y huecos generados térmicamente es igual.

Un semiconductor tipo *n* se obtiene dopando al semiconductor intrínseco con átomos que contengan cinco electrones de valencia, grupo V de la tabla periódica, de tal modo que cuatro de ellos forman el enlace covalente con el silicio o germanio colindante quedando el quinto electrón libre. En el modelo de bandas esto se manifiesta con un nivel energético muy próximo a la banda de conducción que cede electrones a esta (figura 6 (b), con línea discontinua). En esta situación el número de electrones es mayor que el de huecos.

El semiconductor tipo *p* se obtiene al dopar el semiconductor intrínseco con átomos que contengan tres electrones de valencia, grupo III de la tabla periódica, de tal modo que el enlace covalente con el silicio o germanio colindante queda con un hueco libre. En el modelo de bandas esto se manifiesta con un nivel energético muy próximo a la banda de valencia la cual cede electrones a aquel (figura 6 (b), con línea continua). En esta situación el número de electrones es menor que el de huecos.

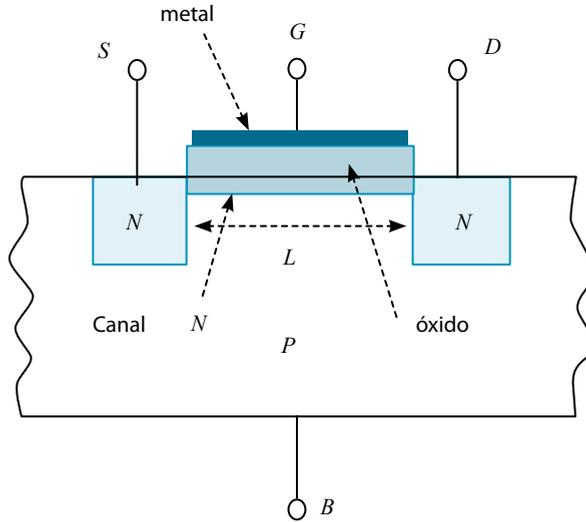


**Figura 6.** Estructura de bandas de un semiconductor intrínseco (a) y de un semiconductor extrínseco (b). En (b) la línea discontinua en la banda prohibida indica el nivel energético introducido por el dopado con elementos del grupo V mientras que la línea continua indica el introducido por los elementos del grupo III.

La estructura de un transistor MOS de acumulación o enriquecimiento de canal  $n$  se representa en la figura 7. Esta formado por un semiconductor tipo  $P$  en el que se han creado dos regiones  $N$  que constituyen el drenador ( $D$ ) y la fuente ( $S$ ). Entre estas dos regiones  $N$  se forma la puerta ( $G$ ) formada por una placa metálica, y una capa de óxido que actúa como dieléctrico. El cuarto terminal, denominado sustrato ( $B$ ), hace contacto con el semiconductor  $P$ .

Cuando se aplica una tensión positiva al terminal de puerta respecto al sustrato se crea un campo eléctrico a través del dieléctrico que atrae a los electrones del sustrato hacia la superficie de contacto de éste con el oxido al tiempo que repele a los huecos. El resultado es la creación de un canal entre la fuente y el drenador que permite el paso de corriente entre estos dos terminales cuando se les aplica una diferencia de potencial. En el caso de no existir el canal, la

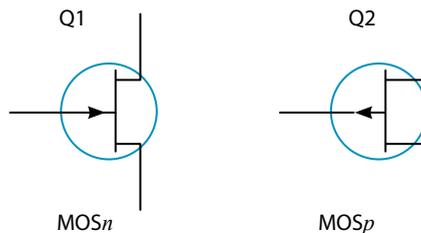
fuelle, el drenador y el sustrato forman dos diodos en oposición y por tanto no es posible la circulación de corriente entre estos dos terminales.



**Figura 7.** Estructura física de un transistor MOS de acumulación o enriquecimiento de canal  $n$ .

Los transistores nMOS son aquellos cuyo canal está formado por electrones y a los que hay que aplicarles una tensión  $V_{gs}$  positiva para su formación siendo los habitualmente utilizados en radiología. En el caso de los pMOS la tensión  $V_{gs}$  es negativa y el canal esta formado por huecos.

Estos transistores pueden ser vistos como interruptores controlados por tensión. La conducción entre el drenador y la fuente se controla a través de la tensión de puerta. La figura 8 muestra los símbolos de ambos tipos de transistores.



**Figura 8.** Símbolos de los transistores MOS de canal  $n$  y canal  $p$ .

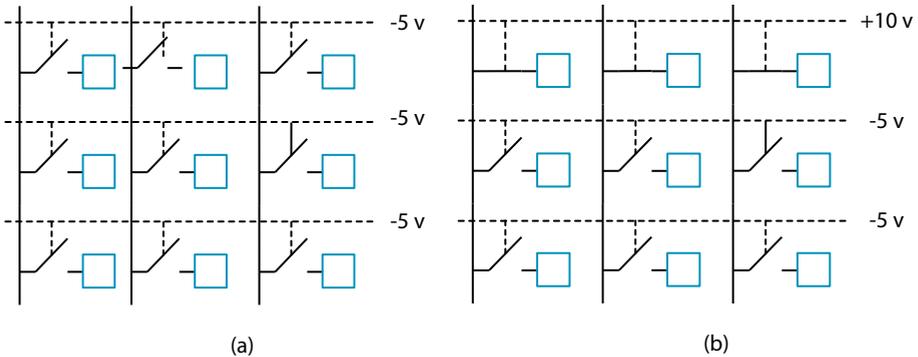
Los transistores de efecto campo pueden ser fabricados a partir de distintos materiales semiconductores siendo el silicio el más frecuente. Una vez seleccionado este material semiconductor los posibles estados de cristalización del mismo son los siguientes:

- **Cristal único de silicio:** Es cristal sólido en el cual la red cristalina de la muestra es continua y sin roturas hasta el extremo de la muestra. En el Silicio cada átomo está rodeado por otros cuatro en una disposición tetraédrica, extendiéndose esta estructura en un rango relativamente amplio hasta formar cristales con tamaños del orden de milímetros cuadrados de área. Los cristales únicos de Silicio, o de otros semiconductores, son la base para la fabricación de circuitos integrados.
- **Silicio Amorfo:** Es el extremo opuesto al silicio cristalino del punto anterior, en el que los átomos tienen una disposición aleatoria y no tetraédrica. En este caso se pueden fabricar grandes áreas depositándolo en forma de una película delgada (Thin Film) sobre un soporte. El espesor del material semiconductor está comprendido en el rango entre nanómetros y micrómetros. El soporte más frecuente es el vidrio. Son empleados para la fabricación de pantallas de cristal líquido, células fotovoltaicas o circuitos integrados de gran área.
- **Silicio policristalino:** Es un punto intermedio entre las dos situaciones anteriores. En este caso el material está constituido de infinidad de cristales cada uno de ellos con orientación variable.

En el caso de los detectores empleados en radiología se emplea Silicio amorfo para la fabricación del circuito integrado de gran área que permite coleccionar, almacenar y recuperar la información para su posterior procesamiento. Los transistores MOS construidos en silicio amorfo son llamados TFT, siglas de *Thin Film Transistor*.

### 2.3. Operación del panel plano

El modo de operación de una matriz de Silicio amorfo (a-si:H) se ilustra en la figura 9 (Zhao et al. 1994 y 1997). En esta figura se muestra una sección de tamaño 3x3 de un panel plano genérico que puede ser directo o indirecto. Todos los terminales de puerta de una fila de TFT se encuentran conectados a la misma línea de control (líneas discontinuas) mientras que todos los contactos de salida de señal de los píxeles, formados por el terminal de fuente y drenador de cada transistor, situados en la misma columna se encuentran conectados a la misma línea vertical (líneas continuas).



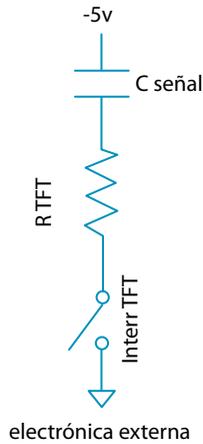
**Figura 9.** Operación de una matriz de a-Si:H. (a) Polarizaciones para la carga de las capacidades con la información. (b) Polarizaciones para la lectura de las capacidades.

Una vez inicializada toda la matriz, todos los interruptores son polarizados con el voltaje de control en puerta, -5 voltios para nMOS, que impide la circulación de corriente entre la fuente y el drenador y que en consecuencia los mantiene abiertos figura 9 (a). Al realizar la exposición el elemento capacitivo, indicado con un cuadrado, de cada píxel pasa a contener información de la imagen. Se pasa entonces a la obtención de la información fila a fila para lo cual se polariza sucesivamente cada línea de control con una tensión positiva captándose la información por las distintas líneas de datos, figura 9 (b).

En el caso de la fluoroscopia este proceso de lectura completa se realiza en intervalos de tiempo entre 30 y 50 ms. En los sistemas estáticos, por no tratarse de una prioridad, los tiempos son mayores.

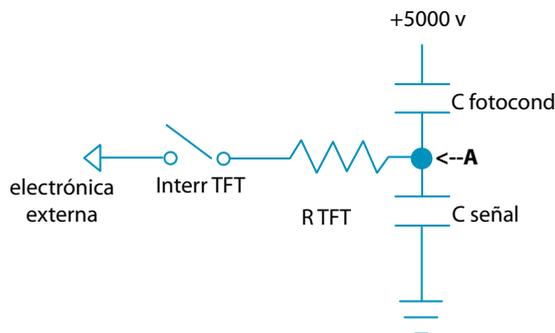
Aunque conceptualmente el esquema de operación mostrado en la figura 9 es válido tanto para los sistemas directos como indirectos, desde un punto de vista práctico existen diferencias que se muestran a continuación.

Los detectores indirectos se pueden caracterizar por el esquema eléctrico mostrado en la figura 10. Durante la exposición la tensión de puerta se mantiene a una tensión negativa y en consecuencia el interruptor se mantiene abierto mientras la carga se acumula en la capacidad del fotodiodo  $C_{\text{señal}}$ . Al polarizar positivamente el terminal de puerta el interruptor se cierra y el MOSFET se puede ver como una resistencia de tal modo que la capacidad se descarga con una constante de tiempo igual a  $RC$ . En equipos fluoroscópicos la constante de tiempo debe ser lo suficientemente corta como para responder a las exigencias temporales de estos sistemas.



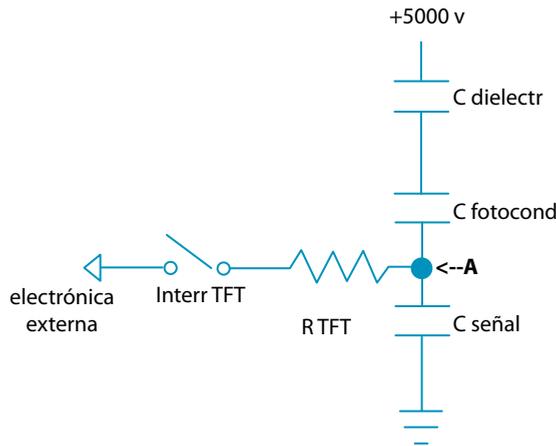
**Figura 10.** Esquema eléctrico simplificado de un fotodiodo acoplado a un TFT.

En el caso de los detectores directos de Se-a la operación es más compleja debido al alto valor de polarización que exige el fotoconductor, alrededor de 5000 voltios. En la figura 11 se muestra el circuito eléctrico simplificado de un sistema de este tipo. Al iniciarse el funcionamiento el punto A que se corresponde con el terminal de fuente se encuentra aproximadamente a cero voltios, sin embargo al ir acumulándose carga en la capacidad de almacenamiento,  $C_{\text{señal}}$  la tensión de fuente se mueve hacia los 5000 voltios de polarización lo que puede conllevar que se alcance la tensión de ruptura dieléctrica entre fuente y puerta o entre fuente y drenador.



**Figura 11.** Esquema eléctrico simplificado de un fotoconductor acoplado a un elemento capacitivo y a un TFT.

Para evitar el problema, una capa dieléctrica es situada sobre el a-Se obteniéndose así una tercera capacidad cuyo valor es seleccionado para garantizar los valores de tensión entre los terminales del TFT (figura 12). Con este montaje se produce una acumulación de carga en la interfase con el a-Se que debe ser redistribuida antes de la siguiente exposición. Esta reinicialización se logra mediante una exposición de luz y una manipulación de las tensiones aplicadas que lleva varios segundos y por tanto solo es útil en sistemas estáticos.



**Figura 12.** Esquema eléctrico simplificado de un fotoconductor acoplado a un elemento capacitivo, un TFT y un dieléctrico protector.

La solución adoptada para los equipos fluoroscópicos es cambiar la polarización del fotoconductor a -5000 voltios. Este cambio implica que cuando en el punto A se hace suficientemente negativa el transistor nMOS comienza a conducir el exceso de carga a través de la línea de datos evitando la ruptura.

### 3. Bibliografía

- [1] BLASSE, G. and GRABMAIER, B.C. (1994). *Luminiscent Material* (Berlin: Springer).
- [2] CHOQUETTE, M., DEMERS, Y., SHUKRI, Z., et al. (2001). Performance of a real-time selenium based x-ray detector for fluroscopy. *SPIE Phys Med Imaging*, 4320:501-508.
- [3] GRANDFORS, P.R., AUFRIHTIG, R. (2000). Performance of a41 x41 cm<sup>2</sup> amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications. *Med Phys*, 27, 1324–1331.

- [4] KATO, H. (1994). Photostimulable phosphor radiography design considerations *Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Systems (AAPM Monograph no 20)*. ed. J.A. Seiber, G.T. Barnes and R.G. Gould (Woodbury: AIP) pp 731-70.
- [5] KENGYELICS, S.M., DAVIES, A.G. and COWEN, A.R. (1998). A comparison of the physical imaging properties of Fuji ST-V, ST-VA, and ST-VN computed radiography image plates. *Med. Phys.* 25, 2163-9.
- [6] MATSUDA, T., ARAKAWA, S., KODA, K., TORII, S. and NAKAJIMA, N. (1993). New technical developments in the FCR9000. *Fuji Computed Radiography Technical Review*. No 2 (Fuji Photo Film).
- [7] NAKAZAWA, M., MORIKAWA, O., NITTA, M., TSUCHINO, H. and SHIMADA, F. (1990). Effect of protective layer on resolution properties of photostimulable phosphor detector for digital radiographic systems *Proc. SPIE* 1231, 350-63.
- [8] QUE, W., ROWLANDS, J.A. (1995). X-ray imaging using amorphous selenium: inherent spatial resolution. *Med Phys*, 22:365-374.
- [9] SCHAEZING, R. (2003). *Computed Radiography Technology*. Syllabus. Advances in Digital Radiography. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. Radiological Society of North America.
- [10] SEIBERT, J.A. (1997). Computed radiography: technology and quality assurance. *The Expanding Role of Medical Physics in Diagnostic Imaging for AAPM*. Ed. G.D. Frey and P. Sprawls (Madison: Advanced Medical Publishing). pp 37-83.
- [11] ZHAO, W., BLEVIS, I., GERMAN, S., ROWLANDS, J.A., WAECHTER, D., HUANG, Z. (1997). Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Construction and evaluation of a prototype real-time detector. *Med Phys*, 24(12):1834-43.
- [12] ZHAO, W. and ROWLANDS, J.A. (1995). X-ray imaging using amorphous selenium: Feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology. *Med Phys*, 22(10):1595-604.



## **Tema 2:** Métricas que definen la calidad de imagen

**Manuel José Buades Forner, Antonio González López**



# Métricas que definen la calidad de imagen

*Manuel José Buades Forner, Antonio González López  
Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia*

## 1. Introducción

Las imágenes digitales se ven sometidas a una serie de procesos durante su adquisición, procesado, almacenado, transmisión y visualización. Cada una de estas etapas puede producir una degradación de su calidad.

Es necesario, en primer lugar, definir “calidad de imagen”. A menudo se define desde una “vertiente fotográfica” como la capacidad que tiene la imagen para representar el objeto original; es una medida de semejanza. Sin embargo, para un adecuado diagnóstico lo que necesitamos es una imagen que proporcione una alta sensibilidad para detectar la patología (o su seguimiento y control) y, al mismo tiempo, una alta especificidad para identificar las estructuras normales, y no es evidente que a mayor parecido, mayor información diagnóstica. Algunas distorsiones que pueden ser claramente visibles en la imagen no son, a pesar de ello, molestas al observador y, de igual modo, realces controlados de determinadas estructuras pueden favorecer el diagnóstico. Sabemos también que existen factores externos al propio sistema de imagen que interviene en la capacidad diagnóstica, algunos de los cuales caen fuera de nuestro control (por ejemplo, si el examen escogido es el adecuado, la cooperación del paciente o, incluso, las propias propiedades de la lesión o del paciente) o no son del todo entendidos (como pueden ser los procesos por los que el observador extrae la información y reconoce la patología).

Por otra parte, en la radiología analógica el propio detector limita la dosis. Sin embargo, los detectores digitales ofrecen un amplio rango dinámico que hace que el límite en radiología digital venga impuesto por la tolerancia del radiólogo al ruido en la imagen. Al reducir la dosis la calidad de imagen disminuye porque el ruido cuántico aumenta. Por contra, un aumento de dosis implica siempre una mayor “fidelidad” de la imagen mientras no se alcance la saturación del detector. Pero esta mayor calidad no siempre supone mayor

información diagnóstica. Más que nunca, en los sistemas digitales, la calidad de imagen debe estar siempre correlacionada con la dosis. En todo proceso de optimización debería sustituirse el criterio de “calidad fotográfica” por el de “suficiencia diagnóstica”: la dosis al paciente debe ajustarse, no para conseguir la “mejor” imagen posible, sino para obtener la información diagnóstica solicitada (principio ALARA). El criterio de calidad debería ser diferente para visualizar el extremo de un catéter en un neonato de la unidad de cuidados intensivos que para descartar, en ese mismo paciente, una posible neumonía.

Asimismo, un procesado inadecuado de la imagen puede enmascarar problemas en su adquisición presentando una imagen con una adecuada gradación de niveles de gris pero con pérdida de detalles significativos, o bien con un ruido de fondo que se confunda con cambios propios de la enfermedad. Incluso, un realce excesivo de las estructuras normales no observado habitualmente en las imágenes con película convencional puede aumentar tanto la complejidad del fondo que interfiera en la visibilidad de la lesión [ICRU 2003]. Es, pues, necesario que la evaluación del equipo incluya diversos exámenes y procesados.

Los párrafos anteriores ponen de manifiesto que la calidad de imagen debe cuantificarse de alguna forma. Desgraciadamente, no existe una métrica universalmente aceptada que proporcione una medida de la calidad de una imagen en un rango amplio de situaciones. Asimismo, dada la relativa “novedad” de estos sistemas y su continua evolución, existen pocos valores de referencia bien establecidos e, incluso, sus resultados requieren a menudo una interpretación posterior, en particular, cuando se comparan tecnologías/implementaciones diferentes.

En la literatura, la caracterización de un sistema de radiología digital se aborda desde distintas perspectivas:

1. A partir de medidas de parámetros físicos como el contraste, la resolución espacial y el ruido, o, de forma más completa, mediante funciones que describen el comportamiento de estos parámetros para distintas frecuencias espaciales como la Función de Transferencia de Modulación (*MTF, Modulation Transfer Function*<sup>1</sup>), el Espectro de Potencia de Ruido (*NPS, Noise Power Spectrum*), la Relación Señal-Ruido (*SNR, Signal-to-Noise Ratio*), la Fluencia Equivalente en Ruido (*NEQ, Noise Equivalent Quanta*) y la Eficiencia Cuántica de Detección (*DQE, Detective Quantum Efficiency*). Son métodos objetivos que no están sometidos a la variabilidad debida a la respuesta subjetiva de distintos observadores pero que, por ello mismo, no evalúan la calidad percibida.

---

<sup>1</sup> Se emplean acrónimos en inglés para facilitar su correspondencia con la literatura.

2. Con imágenes de maniquíes geométricos que contienen diversos patrones de resolución y/u objetos de bajo contraste. Bajo condiciones de exposición establecidas, estos objetos proporcionan un patrón conocido de radiación a la entrada del sistema, lo que permite, a partir de un examen visual de la imagen resultante, también bajo condiciones controladas, deducir diferentes aspectos del estado del equipo.
3. Mediante imágenes de maniquíes antropomórficos y/o muestras de pacientes. Su principal ventaja es que son similares a las usadas en la práctica clínica y, por tanto, el histograma de la imagen es el que “espera” el sistema y para el que se ha diseñado el algoritmo de procesado. Desgraciadamente, la mayoría de los maniquíes geométricos actuales no cumplen este requisito básico. La variabilidad natural entre pacientes, por contra, obliga a usar muestras grandes; son métodos que consumen mucho tiempo y no pueden implementarse en controles de rutina.
4. Finalmente, no hay que olvidar que las imágenes médicas son evaluadas por observadores humanos cuya respuesta debe introducirse para caracterizar adecuadamente todo el proceso diagnóstico [ICRU 1996]. Se han desarrollado distintos métodos psicofísicos que incluyen la percepción del radiólogo. De entre ellos los más utilizados son el análisis de las Curvas Características Operativas del Receptor (*ROC, Receiver Operating Characteristics*, y *FROC, Free-Response Operating Characteristics*) y los Métodos de Elección Forzada con Múltiples Alternativas (*MAFC, M-Alternative Forced Choice*).

## 2. Medidas físicas

El análisis de Fourier ha demostrado su utilidad para evaluar las características de los sistemas diagnósticos analógicos [Rossmann 1969, Bunch y col. 1987, Tapiovaara 1993].

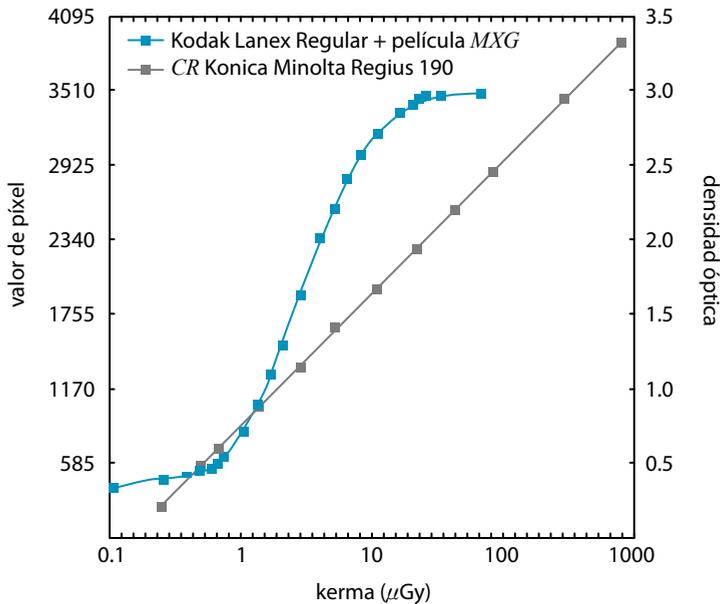
Aunque se han llegado a normalizar los procedimientos de medida de estos parámetros para algunos sistemas [ICRU 1986, CEI 1994], el consumo de tiempo y recursos que conllevan ha limitado su uso en controles de calidad periódicos quedando restringido a investigación y a medidas de laboratorio por parte de los fabricantes.

Con la llegada de los nuevos equipos digitales estas técnicas han resurgido tanto para valorar la calidad de imagen de un determinado sistema como para comparar entre sí las distintas tecnologías. Los equipos digitales normalmente disponen de protocolos DICOM que facilitan la exportación de las imágenes y el tratamiento posterior de las mismas. Es ahora viable el cálculo de estas funciones en un entorno clínico que abarque las pruebas de aceptación, estado y constancia mediante el uso de un software informático apropiado [Borasi y col. 2003, Marshall 2007].

## 2.1. Curva característica, función de conversión

Un requisito básico del análisis de Fourier es que el detector responda linealmente con la exposición incidente o, al menos, que los datos originales (*raw data*) se puedan linealizar previamente.

La función de conversión o curva característica relaciona los valores de píxel de la imagen (salida del sistema) con los valores de kerma en aire, sin retrodispersa, en el plano de la superficie del detector (entrada). Por tanto, la inversa de esta función permite la linealización de los datos originales.



**Figura 1.** Respuesta de un equipo CR comparada con la de un sistema de registro pantalla-película convencional. Calidad de radiación RQA5.

En general, como puede apreciarse en la figura 1, la respuesta de un sistema digital es lineal con la exposición o con el logaritmo de la misma en varios órdenes de magnitud, lo que contrasta con la limitada latitud que presenta la curva característica de la película convencional.

## 2.2. Función de Transferencia de Modulación, $MTF$

La resolución espacial describe la habilidad del sistema de imagen para resolver dos estructuras contiguas. Habitualmente sólo se determina el límite de resolución a alto contraste con el "clásico" patrón de barras radio-opacas. Sin embargo, la Función de Transferencia de Modulación,  $MTF$ , es una descripción preferible porque expresa cómo el equipo transfiere el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial. Cuanto mayor sea el valor de la  $MTF$  para las frecuencias altas, mayor será la definición de los detalles en la imagen.

Matemáticamente, la  $MTF$  es el módulo de la transformada de Fourier bi-dimensional de la Función de Dispersión de Punto (PSF, *Point Spread Function*). Sin embargo, los métodos más habituales para medir la  $MTF$  utilizan la imagen de una rendija [Fujita y col. 1992, Dobbins y col. 1995b] o de un borde [Samei y col. 1998, Buhr y col. 2003]. A partir de la primera se obtiene directamente la Función de Dispersión de Línea ( $LSF$ , *Line Spread Function*) mientras que con el borde se calcula primero la Función de Dispersión de Borde ( $ESF$ , *Edge Spread Function*) y, por diferenciación, la  $LSF$ . El módulo de la transformada de Fourier unidimensional de la  $LSF$  es la  $MTF$  del sistema en la dirección perpendicular a la rendija o al borde.

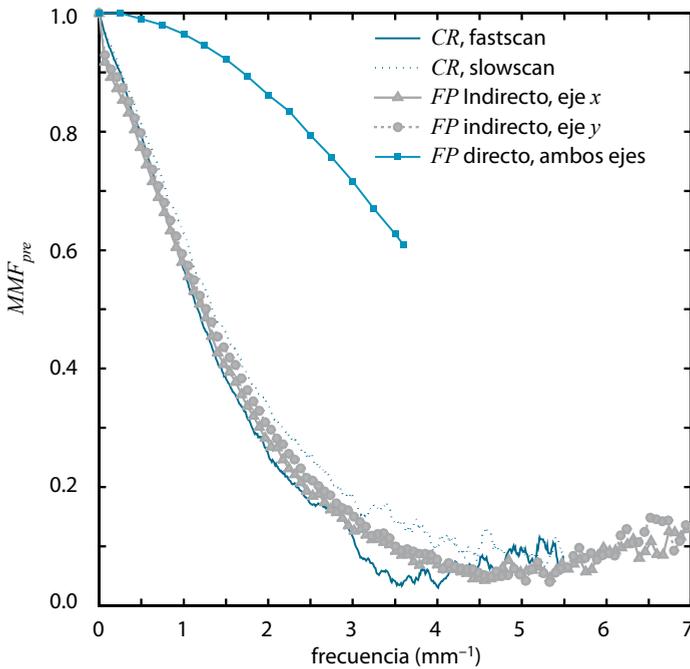
Otros autores han empleado patrones de barras [Hillen y col. 1987] o una matriz de discos radio-transparentes [Båth y col. 1987] para medir simultáneamente la  $MTF$  bidimensional.

La discretización espacial que introduce la matriz de detectores invalida la condición de invariancia espacial, requisito fundamental para la validez del análisis de Fourier. Por eso, a menudo un detector digital se trata como un sistema continuo seguido del proceso de muestreo espacial. Desde este punto de vista, es posible calcular una  $MTF$  de pre-muestreo,  $MTF_{pre}$ , que corresponde a la parte analógica del sistema: detector, geometría, tamaño de foco y función de apertura del dispositivo de adquisición.

La figura 2 muestra las  $MTF_{pre}$  de un sistema  $CR$  (Konica Minolta Regius 190) y de dos detectores de panel plano, uno de tipo indirecto con CsI (Philips DigitalDiagnost, DiDi, detector Trixell Pixium 4600) y otro directo de selenio amorfo (Hologic DirectRay<sup>2</sup>). Se observa anisotropía en la respuesta del  $CR$ : la  $MTF$  es superior en la dirección de desplazamiento de la placa de imagen ( $IP$ , *Imaging Plate*) (*slowscan* o *subscan*) que en la de barrido y lectura del láser

<sup>2</sup> Los datos de este último se han extraído del informe 05078 del NHS realizado por el CEP (Centre for Evidence-based Purchasing) [Lawinski y col. 2005]. Sólo presentan puntos hasta su frecuencia Nyquist. Los informes NHS analizan también otros equipos digitales actuales (descargables desde <http://www.pasa.nhs.uk/cep/>). Todos los enlaces de este capítulo son accesibles a fecha 1 de noviembre de 2009.

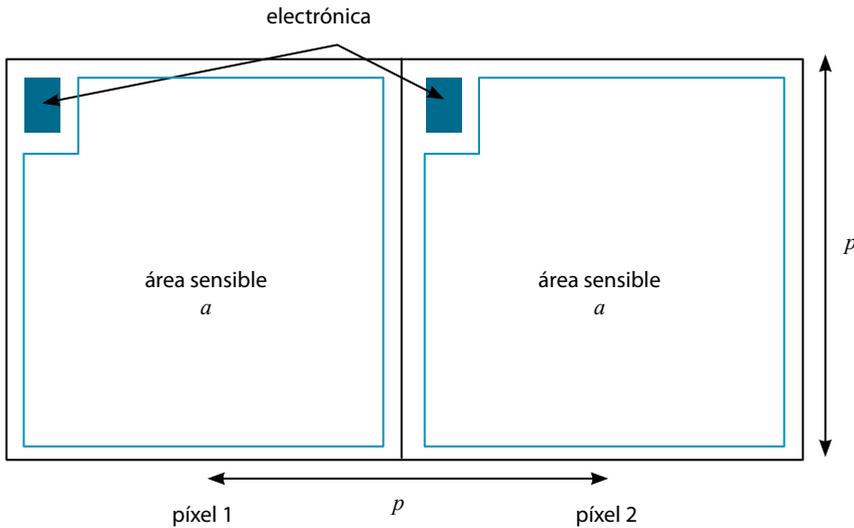
(*fastscan*, *laser scan* o, simplemente, *scan*). La emisión de luz fotoestimulable en un punto determinado de la *IP* ocurre con un cierto retraso de microsegundos después de la incidencia del láser, lo que provoca un “desenfoque” en la dirección *fastscan* [Rowlands 2002]. Los detectores de panel plano presentan en general mejor isotropía. La *MTF* del detector de selenio es la misma en los dos ejes y es la más alta de los tres equipos. Se aproxima a la función seno cociente correspondiente a la respuesta ideal a una apertura rectangular de dimensiones el tamaño del píxel. La distinta frecuencia de corte es consecuencia directa de la diferencia en el tamaño de píxel.



**Figura 2.**  $MTF_{pre}$  de un CR Konica Minolta Regius 190 (píxel  $175 \mu\text{m}$ ), de un panel plano indirecto, Philips DigitalDiagnost (píxel  $143 \mu\text{m}$ ) y de uno directo, Hologic DirectRay (píxel  $139 \mu\text{m}$ ). Calidad RQA5, kerma  $\sim 10 \mu\text{Gy}$ .

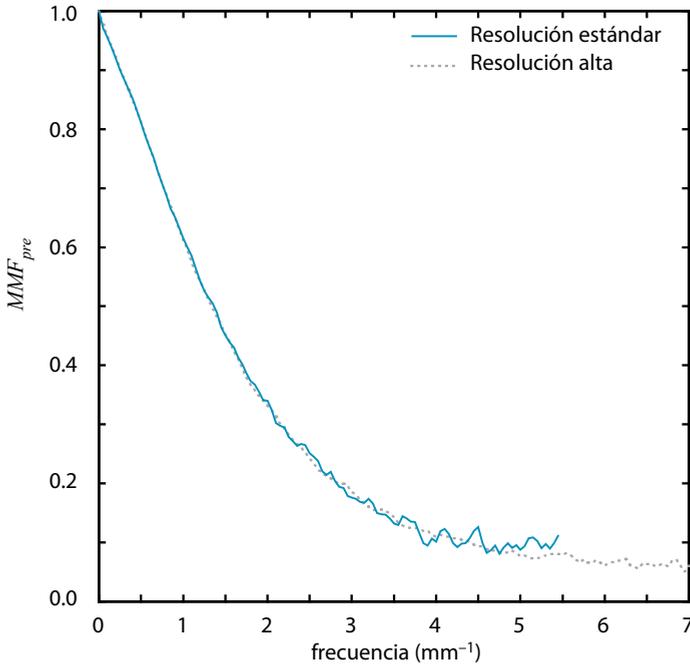
Cuando hablamos de tamaño de píxel conviene distinguir entre la separación entre los centros de los píxeles,  $p$ , y la dimensión de su área sensible,  $a$ . En un panel plano, cada elemento individual del detector (del, *detector element*) contiene un área activa rodeada de otra no sensible a la radiación que aloja la electrónica. La relación entre dichas áreas,  $a/p^2 < 1$  (si la apertura puede considerarse cuadrada), se conoce como factor de llenado geométrico y determina la eficiencia geométrica del detector (figura 3). El

área sensible es el área sobre la que se integra la información y, por tanto, está directamente relacionada con la resolución espacial. Valores bajos de área sensible mejoran la *MTF* pero, sin embargo, pueden empeorar la relación señal-ruido del detector. Por su parte, el espaciado entre píxeles define la separación del muestreo y determina la frecuencia Nyquist del sistema,  $1/2p$ , que representa la máxima frecuencia teórica del objeto que el sistema puede reproducir correctamente.



**Figura 3.** Factor de llenado geométrico.

Aunque a menudo un menor tamaño de píxel se asocia con una mayor resolución, la resolución de los equipos digitales depende de numerosos factores tanto provenientes de la geometría del sistema (tamaño y forma del foco, factor de magnificación) y de posibles movimientos (estructuras del paciente, fuente de rayos X y/o receptor de imagen) como de las características inherentes del propio detector. Si nos centramos sólo en los componentes del detector que afectan a la resolución hay que señalar que en un *CR*, la difusión del haz láser de lectura dentro del fósforo es el elemento que más degrada la definición de la imagen. Como se observa en la figura 4 no hay ninguna mejora en la  $MTF_{pre}$  de un *CR* que usa la misma *IP* al disminuir el tamaño de píxel de lectura a la mitad. Eso no quiere decir que la resolución final sea la misma. La *MTF* de pre-muestreo representa sólo la parte analógica del detector. Cuando el píxel se reduce a la mitad la frecuencia Nyquist del sistema sí se duplica.



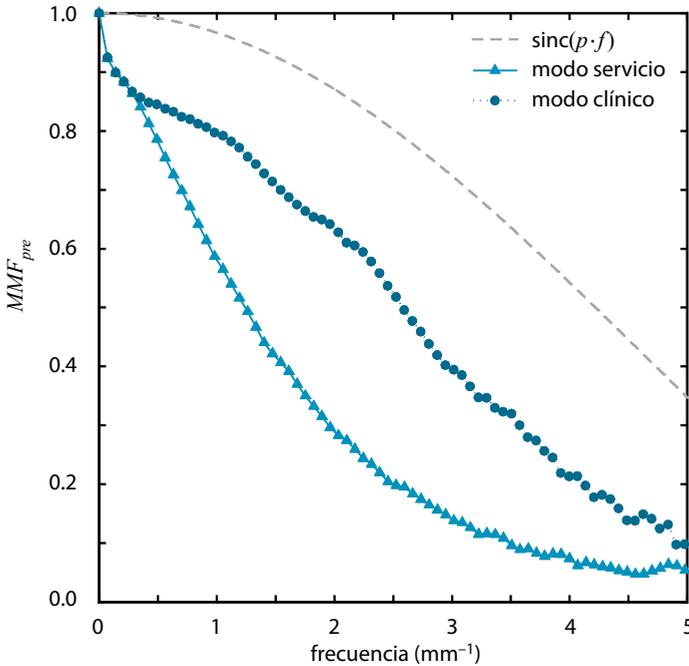
**Figura 4.** Efecto del tamaño de píxel en la  $MTF_{pre}$  de un *CR* Konica Minolta Regius 190. *IP* leídas con resoluciones estándar (píxel de  $175 \mu\text{m}$ ) y alta (píxel de  $87,5 \mu\text{m}$ ). Dirección *slowscan*. Se observa el mismo comportamiento en la otra dirección. Calidad RQA5, kerma  $\sim 10 \mu\text{Gy}$ .

Igualmente, Monnin y col. (2007) analizan 3 equipos *CR* utilizados en mamografía y encuentran que la transferencia de información se limita en los tres alrededor de los  $7 \text{ mm}^{-1}$ , a pesar de que el tamaño de píxel varía entre  $44 \mu\text{m}$  y  $100 \mu\text{m}$ .

En el caso de paneles planos de tipo indirecto, el proceso dominante es la difusión dentro del fósforo de los fotones emitidos en la interacción de los rayos X (el uso de fósforos estructurados reduce la pérdida pero, a pesar de ello, sigue siendo el factor más importante). En los detectores de tipo directo, sin embargo, la dispersión de la carga es despreciable debido al campo eléctrico aplicado y, en general, la mayor limitación sí es, en este caso, el tamaño de píxel, como se observa en la figura 2. No obstante, valores de  $MTF_{pre}$  altos para frecuencias superiores a la Nyquist generan más "aliasing", lo que puede dar lugar a artefactos en la imagen.

Hajdok y col. (2008) estudian mediante Monte Carlo las limitaciones físicas que imponen en la  $MTF$  los distintos procesos de interacción que tienen lugar al incidir el haz de RX en los materiales utilizados en los detectores digitales (tan-

to de conversión directa como indirecta). Por su parte, Liaparinos y Kandarakis (2009) estudian la propagación y difusión de la luz en la pantalla de fósforo ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ ) de un detector indirecto. Ambos concluyen que la resolución espacial de los detectores actuales todavía está lejos del límite teórico alcanzable.



**Figura 5.** Efecto del preprocesado en la  $MTF_{pre}$  de un detector Philips DigitalDiagnost. En modo clínico se aplica procesado, en modo servicio no. En línea discontinua se muestra también el límite máximo teórico.

Por otra parte, en los sistemas digitales la visualización de las imágenes está separada de su adquisición. Las imágenes se visualizan después de que se les apliquen determinados procesados y correcciones. Un contraste insuficiente en los datos originales puede ser realzado mediante un algoritmo apropiado. En cambio, un ruido alto en la imagen puede dificultar la discriminación de la señal del fondo. La  $MTF$  no tiene en cuenta las propiedades de ruido del sistema y, por tanto, no puede ser, por sí sola, un parámetro de calidad adecuado en los sistemas digitales [Moy 2000, Saunders y col. 2007]. Como ejemplo, en la figura 5 se muestra la  $MTF$  de un equipo de radiología digital con un detector de panel plano evaluada a partir de un borde semitransparente. Obsérvese que el sistema en modo clínico lleva a cabo automáticamente un realce de las frecuencias intermedias frente a la respuesta "inherente" del detector obtenida desde el menú servicio sin procesado.

### 2.3. Espectro de Potencia de Ruido, *NPS*

Se entiende por ruido las variaciones aleatorias de la señal que pueden ocultar información útil contenida en la imagen diagnóstica. Desde siempre se ha reconocido como uno de los parámetros que tienen un mayor impacto en la calidad de imagen. En los sistemas digitales, dado que el contraste de la imagen puede manipularse con un procesamiento posterior, el ruido adquiere mayor importancia como elemento limitante.

Las fuentes de ruido en la imagen pueden provenir tanto de la proyección superpuesta de estructuras anatómicas como de fluctuaciones añadidas durante el proceso de adquisición. Aunque es indiscutible la influencia de las primeras para enmascarar posibles anomalías o distraer la atención del observador, no están directamente relacionadas con las características del detector y, habitualmente, no se consideran. En este contexto, el ruido se evalúa sobre imágenes obtenidas con exposiciones uniformes. En general, se habla de inhomogeneidad para describir las variaciones de la imagen a gran escala mientras que se reserva el término ruido para las fluctuaciones locales.

De modo simple el ruido se describe a través de la varianza o la desviación estándar de los valores de píxel en la imagen. Sin embargo, el Espectro de Potencia de Ruido, también llamado Espectro de Wiener, *NPS*, es una descripción más completa porque proporciona información sobre su distribución en frecuencias espaciales. El *NPS* se define como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación calculada sobre una región de área  $A$  suficientemente grande:

$$NPS(u) = \mathfrak{F} \left\{ \lim_{A \rightarrow \infty} \frac{1}{A} \int_{-A/2}^{A/2} I(x + \tau) \cdot I(\tau) \cdot d\tau \right\} \quad (1)$$

donde  $I(x)$  es el valor de píxel de la imagen en la posición  $x$  [Williams y col. 1999, Albert y Maidment 2000].

Con la consideración habitual de que el ruido en la imagen radiográfica es estacionario (la función de autocorrelación es independiente de la muestra particular usada para calcularla) y ergódico (los valores esperados obtenidos de muestras en distintas posiciones de la imagen son equivalentes a los promedios en una misma posición de medidas repetidas bajo idénticas condiciones), el *NPS* se puede también estimar a partir de las componentes de Fourier de distintas muestras de imágenes uniformes promediadas sobre regiones de área  $A$ :

$$NPS(u) = \lim_{A \rightarrow \infty} \frac{1}{A} \langle |\mathfrak{F}\{I(x)\}|^2 \rangle \quad (2)$$

En el caso del ruido no es posible separar la parte analógica del sistema del proceso de muestreo por lo que no se puede calcular un *NPS* de pre-muestreo. El *NPS* de un detector digital sólo está definido hasta la frecuencia Nyquist del sistema.

Aplicando el teorema de Parseval se puede demostrar que el *NPS* se relaciona con la varianza de la imagen según:

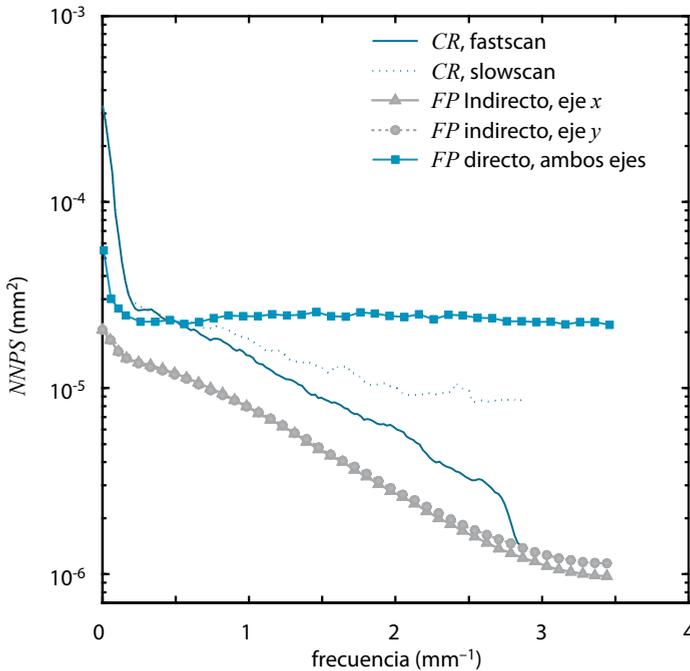
$$\sigma^2 = \frac{1}{N_x \cdot N_y \cdot dA} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N NPS(i,j) \quad (3)$$

donde  $N_x, N_y$  son el número de píxeles en cada uno de los ejes. Esta relación permite comprobar de manera simple los programas informáticos [Flynn y Samei 1999].

El ruido en los sistemas digitales contiene dos componentes: un ruido cuántico que proviene de que la absorción de rayos X en el receptor presenta una variación espacial aleatoria debida al número limitado de fotones que se emplean para formar la imagen y un ruido instrumental introducido en las distintas fases de formación de la imagen en el detector.

Las experiencias de Rose (1948) pusieron de manifiesto que en un sistema ideal no es el ruido absoluto lo que afecta la detectabilidad de los detalles en la imagen sino la relación señal-ruido, *SNR*. *SNR* se define como el cociente entre el valor medio de la imagen y la desviación estándar de la misma. Para un detector ideal su única fuente de ruido es el ruido cuántico que está gobernado por la estadística de Poisson. Si  $N$  es el número de fotones del haz de rayos X, la señal es proporcional a  $N$  y su desviación estándar a  $\sqrt{N}$ . En consecuencia,  $SNR^2$  del sistema ideal, normalmente representada por  $SNR_{ideal}^2 = SNR_{entrada}^2$ , es directamente proporcional al número de fotones incidentes. Una mayor exposición produce mayor ruido absoluto pero menor ruido relativo (aunque nunca puede eliminarse completamente) lo que se traduce en una mayor "calidad fotográfica". De ahí la necesidad imperiosa de controlar la dosis en los detectores digitales.

*NPS* es proporcional a la exposición incidente en el detector. Para emplear una magnitud relacionada con las fluctuaciones respecto a la señal presente en lugar de con la propia señal, se suele dividir el *NPS* por el cuadrado del valor de kerma en aire, magnitud que se conoce como Espectro de Ruido Normalizado, *NNPS*.



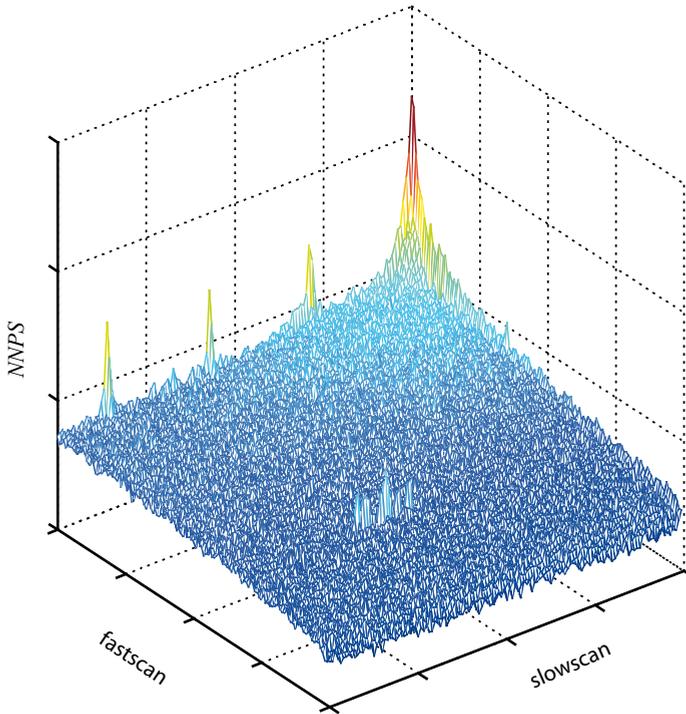
**Figura 6.** *NNPS* en los dos ejes principales del detector para los mismos equipos de figura 2. Calidad RQA5, kerma  $\sim 4 \mu\text{Gy}$ .

La figura 6 muestra el *NNPS* unidimensional según los ejes principales del detector para los mismos equipos de la figura 2. El detector plano directo presenta un ruido blanco independiente de la frecuencia debido a que el valor de su *MTF* en la frecuencia Nyquist es muy alto y produce aliasing. Es el detector con mayor ruido a medias y altas frecuencias. El *NNPS* del panel plano indirecto, por el contrario, disminuye al aumentar la frecuencia. El *CR* muestra, de nuevo, el comportamiento más anisótropo: el ruido es casi blanco en la dirección de avance de la *IP*, mientras que en la dirección de lectura del láser cae bruscamente a partir de  $\sim 2.7 \text{ mm}^{-1}$  debido a que el fabricante aplica un filtro anti-aliasing.

La principal causa de ruido en un detector digital es una detección ineficaz de los rayos X y de los portadores secundarios generados en las interacciones. La eficiencia de captura del detector puede mejorarse aumentando el grosor del material de captura y/o su número atómico. El uso de fósforos estructurados en *CR* y detectores de panel plano ha permitido aumentar su grosor con, incluso, un ligero beneficio en la *MTF*. En los detectores de tipo directo se usan campos eléctricos locales para dirigir las cargas creadas en el fotoconductor

hasta el área sensible del píxel, consiguiendo de esta forma factores de llenado cercanos al 100%. En cambio, en los de tipo indirecto, parte de la luz cae sobre la zona insensible del píxel que alberga la electrónica. En los detectores CCD y CMOS se ha mejorado su eficiencia usando fibra óptica para guiar la luz desde el fósforo hasta el detector. Un menor número de etapas de conversión favorece también un menor ruido. En este sentido, los detectores de panel plano de tipo directo presentan potencialmente un menor ruido que los de tipo indirecto que necesitan una conversión posterior de luz a carga. Sin embargo, debido a que su *MTF* se mantiene alta hasta la frecuencia de Nyquist, el *NNPS* permanece constante en una región amplia de frecuencias espaciales.

Finalmente existe un ruido electrónico aditivo debido a fluctuaciones en la señal electrónica y/o en el proceso de lectura. En algunos sistemas este ruido puede reducirse enfriando el detector. A menudo los sistemas digitales presentan variaciones en la sensibilidad y linealidad de los píxeles individuales del detector lo que se traduce en un patrón espacial "fijo" superpuesto a la imagen. Es la fuente de ruido dominante cuando la exposición es alta. La mayor parte de los equipos corrigen cada imagen adquirida con un mapa de inhomogeneidades obtenido en el proceso de calibración del detector a partir de una imagen de campo uniforme (corrección de campo plano); asimismo incluyen correcciones de posibles píxeles "muertos", normalmente asignándoles un valor basado en el de los vecinos. Para que estas correcciones sean efectivas los detectores requieren calibraciones periódicas. Sin embargo, no siempre es posible eliminarlo completamente. El caso más extremo es el de los *CR* donde, dado que los chasis son intercambiables, la corrección sólo está asociada al sistema de escáner y recogida de luz. Este ruido correlacionado residual proporciona valores más altos de *NNPS* en los ejes de la función (figura 7) y a menudo aparecen picos en la dirección *slowscan* indicativos de un ruido periódico aditivo. Debido a que el ruido correlacionado presenta una naturaleza estática, a que afecta a las frecuencias espaciales más bajas para las que la estimación del *NNPS* ofrece una menor exactitud y a que desde un punto de vista puramente estadístico no puede considerarse un "verdadero" ruido, habitualmente el análisis del *NNPS* excluye los datos en los propios ejes (nótese que en la figura 6 los picos son menos pronunciados y más anchos). No obstante, este ruido afecta negativamente a la visibilidad de los detalles y, desde un punto de vista perceptual, debería ser considerado ruido. Su exclusión puede llevar a una subestimación del ruido en determinados detectores. Resulta conveniente un análisis del *NNPS* bidimensional para detectar valores anormalmente altos indicativos de una posible anomalía del sistema.



**Figura 7.** *NNPS* bidimensional del *CR* analizado (un cuadrante). Nótese el ruido correlacionado en la dirección *slowscan*.

Los efectos del ruido correlacionado pueden estudiarse calculando el *NNPS* a partir de la resta de dos imágenes obtenidas con idéntica exposición. Con este método, la varianza en las dos imágenes es la misma y es doble en la imagen sustraída.  $NNPS/2$  proporciona, pues, una estimación de la respuesta del sistema a ruido estocástico (se han eliminado los patrones fijos de ruido). Alternativamente, se pueden promediar múltiples imágenes con idéntica exposición de forma que se elimina prácticamente el ruido aleatorio y queda sólo el ruido correlacionado. El *NNPS* obtenido a partir de restar a una imagen la imagen promedio contiene sólo la respuesta del sistema a ruido estocástico. La diferencia entre los dos métodos es que el segundo elimina también el ruido no estocástico variable en el tiempo.

## 2.4. Eficiencia Cuántica de Detección, $DQE$ .

En un detector "real" el cuadrado de la relación señal-ruido, expresado como número de fotones y representado por  $SNR_{salida}^2$ , define la Fluencia Equivalente en Ruido,  $NEQ$ .  $SNR_{entrada}^2$  define el nivel de ruido límite por debajo del cual el ruido de un sistema "real" no puede reducirse más. En la práctica, en un detector hay otras fuentes de ruido y cierta pérdida de detalles en la formación de la imagen, por lo que  $SNR_{salida}^2 < SNR_{entrada}^2 \cdot NEQ$  puede interpretarse como el número de fotones incidentes en un sistema ideal que daría una  $SNR_{entrada}^2$  numéricamente igual a la  $SNR_{salida}^2$  medida en el detector real [Sandrik y Wagner 1982].

Tanto la señal, transferida por el sistema mediante su  $MTF$ , como el ruido, dependen de la frecuencia espacial y, por tanto,  $NEQ$  es función también de la frecuencia espacial:

$$NEQ(u) = SNR_{salida}^2 = \frac{G^2 \cdot MTF^2(u)}{K \cdot NNPS(u)} \quad (4)$$

donde  $G$  es el factor de ganancia del sistema (en unidades digitales por unidad de kerma) y  $K$  es el kerma en aire medido en la superficie del detector. Cuando los valores de píxel de la imagen se transforman en valores de exposición mediante la inversa de la función de conversión,  $G=1$ .

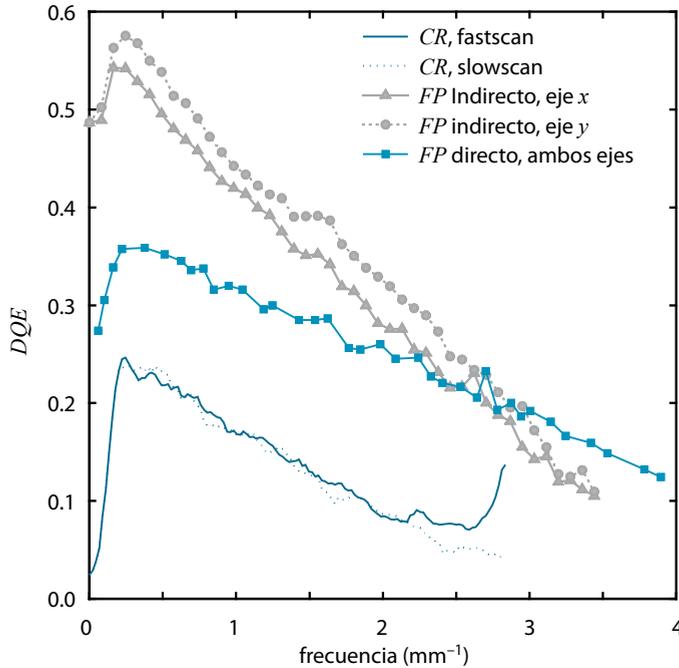
$NEQ$  se relaciona directamente con la detectabilidad de los detalles en la imagen pero depende del valor de kerma. Para evitar esta dependencia, a menudo se divide por  $SNR_{entrada}^2$ . Este cociente se denomina Eficiencia Cuántica de Detección,  $DQE$ :

$$DQE(u) = \frac{SNR_{salida}^2}{SNR_{entrada}^2} = \frac{MTF^2(u)}{q \cdot K \cdot NNPS(u)} \quad (5)$$

donde  $q$  representa  $SNR_{entrada}^2$  y se ha supuesto el uso previo de la función de conversión. Los valores de  $q$  se pueden tomar de la tabla 1 para las distintas calidades de radiación.

Mientras que  $NEQ$  es una medida absoluta de la calidad de imagen,  $DQE$  es una medida de eficiencia y por tanto varía entre 0 y 1.  $DQE$  puede interpretarse como cuán eficaz es el detector para transferir la  $SNR$  de la fluencia incidente de rayos X a la imagen resultante o, equivalentemente, como la habilidad del detector para utilizar la máxima  $SNR$  posible proporcionada por el número finito de fotones que forma la imagen [Samei y Flynn 2003]. Pero una mayor eficiencia no necesariamente indica una mejor imagen. Para que  $DQE$  sea una métrica adecuada para comparar detectores diferentes el haz de rayos X debe ser el mismo (kVp, filtración, radiación difusa,...); en caso contrario debería usarse la función  $NEQ$ .

Nótese que para un sistema limitado sólo por ruido cuántico el producto  $K \cdot NNPS$  es constante y  $DQE$  es independiente de la exposición. La variación de dicho producto para distintas exposiciones es indicativa de cuánto se separa el detector del comportamiento ideal.



**Figura 8.**  $DQE$  de los tres equipos de ejemplo. Calidad RQA5, kerma  $\sim 4 \mu\text{Gy}$ .

La figura 8 muestra la  $DQE$  de los detectores ejemplo. La  $DQE$  del CR es la menor de los tres equipos. Su magnitud es del mismo orden que para la película. Los CR con placas de imagen de doble cara tienen una mayor eficiencia de lectura, lo que unido a un mayor espesor de fósforo y, por tanto, una mayor eficiencia de absorción de rayos X, permite aumentar en un 30-50% la  $DQE$  en las frecuencias bajas ( $< 2-3 \text{ mm}^{-1}$ ) [Fetterly y Schueler 2006, Monnin y col. 2006, Mackenzie y Honey 2007]. Sin embargo esta ventaja se anula en las medias y altas frecuencias debido a la caída rápida de la  $MTF$  con la frecuencia. La  $DQE$  del panel plano directo presenta un máximo un 40% más reducido que el del indirecto probablemente debido al mayor aliasing. En cambio, su  $DQE$  cae más lentamente con la frecuencia. No obstante, todas quedan lejos de la eficiencia ideal unidad.

Nótese, además, que estas funciones no incluyen el posible efecto de una rejilla antidifusora. Aunque su misión es reducir la radiación dispersa que alcanza el detector, también absorbe parte del haz primario y es de esperar una

eficiencia menor. Recientemente, Samei y col. (2009), han propuesto una nueva métrica, la  $DQE$  efectiva,  $eDQE$  (*Effective Detective Quantum Efficiency*), que extiende el concepto de  $DQE$  a todo el sistema de adquisición, incluyendo el efecto en la calidad de imagen tanto de la radiación difusa como del tamaño de foco, geometría y magnificación del equipo.

## 2.5. Efecto del muestreo espacial: "aliasing"

En los detectores digitales actuales, el tamaño de píxel todavía es comparable al de los objetos más pequeños con interés clínico. En estas condiciones, la respuesta del sistema no es estrictamente invariante a traslaciones, salvo traslaciones de un número entero de píxeles [Albert y Maidment 2000].

Debido al muestreo espacial las funciones  $MTF$  y  $NPS$  se replican en el espacio de frecuencias. Si el objeto contiene frecuencias espaciales mayores a la frecuencia Nyquist del sistema, el muestreo de la señal hace que las réplicas se solapen de modo que las frecuencias altas contribuyen a las bajas produciéndose un fenómeno de "aliasing" [Albert y col. 2002]. En la figura 2 se observa que las frecuencias altas están sobreestimadas precisamente por esta adición. Por otra parte, desplazamientos inferiores a un píxel de la posición relativa del objeto respecto a la matriz digital producen cambios en la fase de la función de transferencia que dan lugar a valores diferentes en la  $MTF$  cuando se suman las distintas réplicas. Esta dependencia de fase puede evitarse definiendo una  $MTF_{esperada}$  como el promedio de la  $MTF$  sobre todos los desplazamientos posibles del objeto dentro de un píxel [Dobbins 1995b], pero el efecto del aliasing no puede eliminarse. No obstante, hay que señalar que no se conoce todavía cuál es la importancia clínica de este aliasing presente en la imagen diagnóstica.

De igual forma, el  $NPS$  de los sistemas digitales inevitablemente contiene aliasing. Sin embargo, el ruido no se puede sobremuestrear porque las fases de las componentes de Fourier del ruido en la imagen son aleatorias y, por tanto, no se puede obtener un  $NPS_{pre}$ . En consecuencia, aquellos equipos con  $MTF_{pre}$  alta para frecuencias cercanas a la Nyquist pueden amplificar el ruido por el aliasing de las componentes de alta frecuencia. Por el contrario, aquellos cuya  $MTF_{pre}$  cae a valores bajos en la frecuencia Nyquist filtrarán dichas componentes haciendo que el ruido en el sistema muestreado sea muy parecido al del sistema continuo.

Varios autores han propuesto un desarrollo más general en el dominio espacial en lugar de en el de frecuencias, que no requiere las suposiciones anteriores [Gagne y col. 2003, Pineda y Barrett 2004]. A pesar de que estos métodos han demostrado en casos concretos una mejor correlación entre la  $DQE$  o la  $SNR$  calculadas y la detectabilidad de la señal, necesitan un cálculo más complejo que incluya la señal en el proceso de evaluación por lo que no tienen, de momento, tanta implantación.

## 2.6. Métodos de medida: normas CEI 62220

Neitzel y col. (2004a) han puesto de manifiesto que el uso de diferentes rutinas de evaluación puede conducir a diferencias en la determinación de la  $DQE$  de hasta un 30%, incluso partiendo de las mismas imágenes. Con el fin de unificar los procedimientos de medida, la Comisión Electrotécnica Internacional ha publicado las normas CEI 62220. La parte 1 de la norma, CEI 62220-1: 2003, aplica a dispositivos digitales de imágenes de rayos X de radiología convencional mientras que la parte 1-2, CEI 62220-1-2: 2007, está dirigida a mamografía. Queda por publicar la parte 1-3 enfocada a detectores de imagen dinámicos.<sup>3</sup>

Las propiedades del detector dependen de la calidad de radiación y de la exposición incidentes [Fetterly y Hangiandreou 2001, Ranger y col. 2007]. Por ello, CEI especifica las calidades y valores de  $q$  que deben emplearse (tablas 1 y 2). Se recomienda usar al menos la calidad RQA5 para los detectores empleados en equipos convencionales de grafía y la calidad RQA-M2 para los de mamografía.

El detector debe estar calibrado previamente de acuerdo con las instrucciones del fabricante y debemos asegurarnos de que a las imágenes no se les aplica ningún procesado, aunque en ocasiones el acceso a los datos originales resulta difícil.

La función de conversión CEI sustituye el valor de kerma por el número de exposición cuántico por unidad de área que se calcula multiplicando el kerma por  $q$ . El valor de píxel se calcula en una región centrada de 100 x 100 píxeles de la imagen de una irradiación uniforme en aire. Debe considerarse el offset para kerma cero [Neitzel y col. 2004a].

Para reducir el efecto de la radiación dispersa, el haz de radiación se debe colimar a un campo 16 cm x 16 cm centrado en el detector en grafía o a un campo 10 cm x 10 cm centrado en el punto de referencia en mamografía. CEI recomienda utilizar una colimación externa pero Samei y col. (2006) han demostrado que resulta más conveniente en la práctica utilizar los colimadores del propio equipo.

Espectro	kVp aproximado	Filtración añadida (mm Al)	CHR (mm Al)	$q$ (fotones·mm <sup>-2</sup> ·μGy <sup>-1</sup> )
RQA 3	50	10	4.0	21759
RQA 5	70	21	7.1	30174
RQA 7	90	30	9.1	32362
RQA 9	120	40	11.5	31077

**Tabla 1.** Calidades de radiación y sus correspondientes valores de  $q = SNR_{entrada}^2$  fijados por las norma CEI 62220-1: 2003 para la determinación de la  $DQE$  en radiología general.

<sup>3</sup> Publicada en diciembre de 2009.

Espectro	kVp nominal	Filtración (mm Al)	Filtración añadida	CHR (mm Al)	$q$ (fotones·mm <sup>-2</sup> ·μGy <sup>-1</sup> )
Mo/Mo (RQA-M1)	25	0.032	2 mm Al	0.56	4639
Mo/Mo ( RQA-M2)	28	0.032	2 mm Al	0.60	4981
Mo/Mo ( RQA-M3)	30	0.032	2 mm Al	0.62	5303
Mo/Mo ( RQA-M4)	35	0.032	2 mm Al	0.68	6325
Mo/Rh	28	0.025	2 mm Al	0.65	5439
Rh/Rh	28	0.025	2 mm Al	0.74	5944
W/Rh	28	0.050	2 mm Al	0.75	5975
W/Al	28	0.500	2 mm Al	0.83	6575

**Tabla 2.** Calidades de radiación y sus correspondientes valores de  $q = SNR_{entrada}^2$  fijados por la norma CEI 62220-1-2: 2007 para la determinación de la  $DQE$  en mamografía.

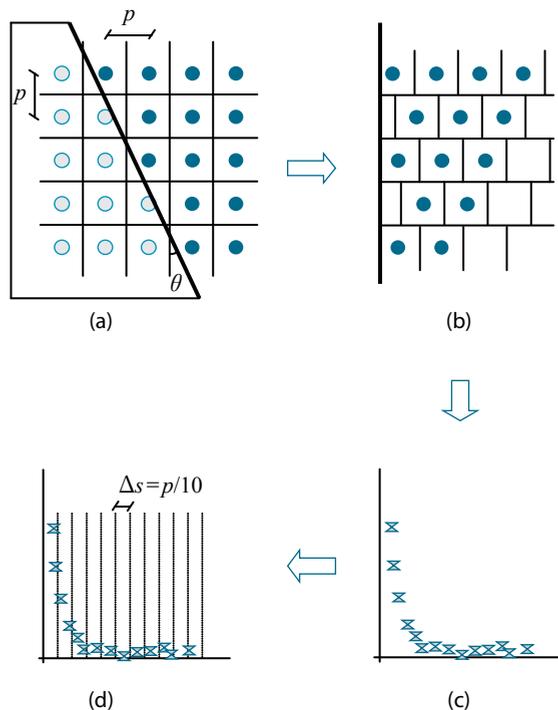
Para un control periódico de constancia es suficiente considerar que el sistema de imagen incluye la carcasa de protección y todos aquellos elementos no desmontables fácilmente (tablero mesa/bucky, cámaras del exposímetro automático, etc.) [Borasi y col. 2003, Carton y col. 2005].

Es importante mantener constante el tiempo que transcurre entre dos exposiciones sucesivas o entre la exposición del fósforo y su lectura en el  $CR$  para minimizar efectos de retardo en los detectores de panel plano y de desvanecimiento de la imagen latente en los  $CR$  [Floyd y col. 1990].

La norma CEI especifica que la  $MTF_{pre}$  de un detector digital utilizado en un equipo de rayos X convencional se calcula a partir de la imagen de un borde radio-opaco de 1 mm de tungsteno y dimensiones definidas (actualmente existen bordes comerciales de acuerdo a esta norma). En mamografía, CEI aconseja un borde de acero inoxidable de, al menos, 0.8 mm de grosor, aunque se puede usar el borde de grafía. El uso de un borde semitransparente puede conducir a una estimación errónea de la  $MTF$  debido a la fracción de radiación dispersa generada detrás del borde y que alcanza el detector pero puede ser adecuado para pruebas de constancia pues la precisión del método no se ve alterada (sólo su exactitud) y es menos pesado y más fácil de alinear [Neitzel y col. 2004b].

El método consiste en radiografiar el borde ligeramente angulado (1.5°-3°) respecto a la matriz del detector, primeramente en la dirección paralela a las columnas de la misma y luego a las filas [Samei y col. 1998, Buhr y col. 2003]. La alineación del borde con el haz de radiación y el detector no es crítica [Samei y col. 2006]. Proyectando cada píxel a lo largo de una línea perpendicular al bor-

de se obtiene un perfil transversal sobremuestreado a una resolución mayor que la de la imagen original. Estos puntos están espaciados irregularmente, por lo que a continuación, el perfil se mueve con una separación regular,  $\Delta s$ , submúltiplo del tamaño de píxel original,  $p$  (figura 9). Como se ha comentado anteriormente, en un sistema digital la *MTF* se replica y hay un solapamiento de las colas que puede causar "aliasing". Con el sobremuestreo conseguimos que las colas se separen. Para los detectores actuales, una razón de sobremuestreo de 10 ( $\Delta s = p/10$ ) separa las réplicas de la *MTF* lo suficiente para eliminar el solapamiento de sus colas. Por último, la separación entre puntos en el perfil sobremuestreado se escala por  $\cos\theta$  para tener en cuenta que son distancias en la dirección perpendicular al borde y no según el eje de la matriz de imagen. La *LSF* se obtiene directamente por diferenciación numérica de la *ESF*. La  $MTF_{pre}$  se calcula como el módulo de la transformada de Fourier de la *LSF* normalizada en el origen y se suaviza con un filtro de media de amplitud un 1% de la frecuencia de muestreo. Más detalles pueden encontrarse en [Buades y col. 2006].



**Figura 9.** Construcción de la *ESF* sobremuestreada: (a) Imagen del borde. (b) El borde se endereza desplazando cada fila según su distancia relativa al mismo. (c) Sobremuestreo no uniforme. (d) Muestreo uniforme con razón de sobremuestreo  $\Delta s = p/10$ .

El análisis se debe hacer sobre una región de la imagen relativamente ancha ( $\pm 50$  mm alrededor del borde en grafía,  $\pm 25$  mm en mamografía) para mejorar la estimación de las bajas frecuencias [Neitzel y col. 2004a]. Si las colas de la *LSF* se truncan, el valor de la *MTF* en la frecuencia cero es menor que la unidad por lo que al forzar la normalización se aumenta incorrectamente la *MTF* en todas las frecuencias. En consecuencia, cuanto menor sea la región mayor será el efecto. Áreas grandes, por contra, incluirán el efecto Heel e inhomogeneidades del detector. Para evitar este problema Friedman y Cunningham (2008) proponen utilizar la aproximación de campo abierto: la imagen del borde se normaliza por una imagen uniforme antes del sobremuestreo y posterior diferenciación. Con este método, si la *LSF* se trunca, la *MTF* determinada sólo se ve afectada en las bajas frecuencias y no en las medias y altas.

Samei y col. (2005) han aplicado 6 implementaciones prácticas diferentes a 14 imágenes de bordes obtenidos en distintos equipos digitales actuales y han encontrado que, si las imágenes no son demasiado ruidosas, las diferencias entre las *MTF* individuales y la *MTF* media están, en general, por debajo de 0.02.

Puesto que la *MTF* muestra habitualmente poca dependencia con la exposición se suele calcular con un valor de kerma relativamente alto para disminuir el ruido.

Para determinar el *NPS*, una imagen uniforme se divide en regiones en las que se calcula el módulo al cuadrado de su transformada de Fourier [Flynn y Samei 1999]. Habitualmente se utilizan las mismas imágenes adquiridas para determinar la función de conversión. El tamaño de estas regiones es un compromiso entre conseguir, a partir de un número limitado de imágenes, una resolución fina en frecuencia espacial (mayor cuanto mayor sea el tamaño) y una estadística suficiente de muestras que se traduzca en un *NPS* promedio suave (mayor cuanto menor sea el tamaño o, fijado un tamaño, cuantas más imágenes se tomen para el análisis). La norma CEI establece que el análisis debe realizarse sobre al menos cuatro millones de píxeles independientes que pueden tomarse de una o varias imágenes uniformes. Cada imagen se divide en regiones de 256 x 256 píxeles solapadas 128 x 128 píxeles. Sin embargo, Dobbins y col. (2006) han demostrado que el solape sólo proporciona una pequeña mejora en la precisión del cálculo siendo suficientes las regiones de 128 x 128 píxeles.

Para evitar variaciones cerca de los bordes de la imagen, la imagen se analiza sólo en la región central del campo irradiado (125 mm x 125 mm en grafía, 50 mm x 50 mm en mamografía). No obstante, para las pruebas de constancia podría usarse un área mayor para conseguir una mayor estadística con menos imágenes sin que se resienta la exactitud del cálculo [Dobbins y col. 2006].

Las inhomogeneidades debidas al haz de radiación (efecto heel, divergencia del campo de radiación, ...), presentan componentes significativas sólo a bajas frecuencias espaciales y suelen eliminarse mediante métodos de substracción. Hay poca dependencia con el método empleado [Dobbins y col. 2006].

La función *NNPS* de la imagen analizada será el promedio de los *NPS* calculados sobre las regiones anteriores dividido por el cuadrado del valor de kerma en aire. Pueden obtenerse representaciones unidimensionales en los ejes promediando  $\pm 7$  filas / columnas centrales a cada lado del eje, excluyendo precisamente los ejes. La frecuencia espacial de cada punto  $(u_x, u_y)$  de este conjunto se convierte en unidimensional calculando su distancia al origen:  $u = \sqrt{u_x^2 + u_y^2}$ . El valor de *NNPS*(*u*) a lo largo de cada eje es el promedio de los correspondientes a  $u \pm 0.01/p$ .

Finalmente, la *DQE* se calcula según:

$$DQE(u) = \frac{q \cdot MTF^2(u)}{K \cdot NNPS(u)} \quad (6)$$

La diferencia con la ecuación 5 es que *q* está incluida en la función de conversión CEI. Dado que los intervalos de muestreo de las funciones *MTF* y *NNPS* son diferentes, la *MTF* se interpola linealmente a los valores de frecuencia del *NNPS*.

## 2.7. Dificultades en su aplicación

Si se dispone del software adecuado, obtener la *DQE* de un detector de imagen digital en un entorno clínico es factible, rápido, objetivo y reproducible [Buades y col. 2006]. En comparación, conseguir una estadística adecuada con un patrón de imagen requiere un análisis más costoso en tiempo y que distintos observadores evalúen varias imágenes del mismo.

Actualmente no existe ningún software comercial por lo que es necesario desarrollar programas de cálculo propios<sup>4</sup>. La norma CEI tampoco ofrece imágenes y funciones patrón con los que verificar dichos programas. Todo ello dificulta la generalización del uso de estas funciones físicas para el control de rutina de los detectores digitales. En la página web <http://dailabs.duhs.duke.edu/resources.html>, de los Laboratorios de Imagen Avanzada (DAI Labs) de la Universidad de Duke, están disponibles, para educación e investigación, software e imágenes de prueba con los que comparar nuestros propios programas. Asimismo, en el marco del proyecto DIMOND III se ha desarrollado un paquete

<sup>4</sup> Esto ha cambiado recientemente. Por ejemplo, desde la página web de la SEFM se puede descargar el programa MIQuaEla de nuestros compañeros R. Ayala, R. García y R. Linares. Asimismo QA-Distri es un plugin para ImageJ desarrollado por F. Rogge en el centro LUCMFR de la Universidad de Lovaina (Bélgica).

de software que probablemente esté disponible en un futuro desde su página web: <http://www.dimond3.org> [Padgett y Kotre 2005].

Quizás la limitación práctica más importante sea la necesidad de disponer de las imágenes en formato "raw-data". En la mayoría de equipos se necesita la colaboración del servicio técnico del fabricante para acceder a estas imágenes.

Los fabricantes, en general, no proporcionan valores de referencia de estas funciones con los que comparar. Aunque dichos valores pueden encontrarse en la literatura para los detectores actuales, tampoco se han establecido intervalos de tolerancia. Sin embargo, Marshall encuentra que las medidas de *MTF*, *NPS* y *DQE* realizadas durante un control de calidad rutinario indicaban el fallo del detector antes de que el servicio técnico lo reemplazara por avería [Marshall 2006b].

Otro aspecto que conviene resaltar es el hecho de que en los sistemas digitales la adquisición de la imagen y su visualización están separadas, por lo que las medidas físicas que se extraen a partir de los datos originales no se corresponden necesariamente con la calidad de la imagen procesada y presentada.

Finalmente hay que señalar que aunque la determinación de estas funciones es objetiva su interpretación es subjetiva. Nuestro objetivo final es predecir posibles diferencias en el diagnóstico a partir de diferencias en las *DQE*. Sin embargo, actualmente esta correlación sólo es aproximada [Marshall 2006a], en parte, porque desconocemos los mecanismos que utiliza el radiólogo para realizar el diagnóstico. Son necesarios más estudios clínicos para establecer los criterios de aceptabilidad diagnóstica en relación con los valores de estas funciones.

## 2.8. Otras medidas

Para controles de calidad periódicos a menudo se emplean métricas más simples que, aunque insuficientes para evaluar de un modo completo el detector, permiten una estimación de la constancia de sus propiedades: resolución máxima a través de patrones de barras, estimación de la *SNR* de una imagen uniforme, etc. Una relación detallada de las pruebas se describe en otro capítulo.

Por otra parte, existen otras características del detector que influyen en la calidad de imagen y que las funciones descritas no tienen en cuenta. Entre ellas es importante verificar el rango dinámico, la sensibilidad a la radiación dispersa de todo el sistema de adquisición (incluyendo el detector y la rejilla antidifusora), el velo (*veiling glare*) producido por la dispersión del haz láser en un *CR* o por los portadores secundarios en un panel plano (la normalización de la *MTF* prácticamente lo elimina de las medidas), posibles artefactos espaciales (motas de polvo, rayas, píxeles defectuosos,...) y/o temporales (remanencia de la señal previa por borrado insuficiente o por efectos de memoria) y la estabilidad temporal (degradación con el uso, susceptibilidad a las condiciones ambiente: temperatura, humedad,...).

### 3. Medidas psicofísicas

Las medidas psicofísicas buscan encontrar una relación entre los estímulos físicos y las respuestas subjetivas de los observadores. En el campo particular del control de calidad de imagen tradicionalmente involucran la visualización de imágenes clínicas o de diversos maniqués.

Una ventaja sobre las medidas físicas es que la imagen está pesada de modo natural por los mecanismos de respuesta del observador humano. Otra es que no están limitadas a procesos lineales ni a trabajar con los datos originales por lo que permiten estudiar el efecto de los distintos procesados sobre la visualización de la imagen.

Estos métodos tienen una amplia aceptación porque son relativamente simples y no requieren de una instrumentación compleja.

#### 3.1. Imágenes empleadas

##### a) Imágenes clínicas

El uso de imágenes clínicas es deseable si se quiere analizar el rendimiento de todo el sistema porque permite incluir el propio enmascaramiento producido por las estructuras anatómicas, las cuales pueden distraer la atención del observador y camuflar la detección de pequeñas anomalías [Eckstein y Whiting 1998]. Sin embargo, su análisis requiere un tratamiento estadístico.

Una de las dificultades que presentaba la utilización de imágenes de pacientes con los sistemas analógicos era la necesidad de disponer de un conjunto suficiente de imágenes con patologías bien diagnosticadas y localizadas. Con los sistemas digitales, en cambio, es relativamente sencillo superponer una o varias estructuras anómalas simuladas sobre imágenes de pacientes "sanos" en localizaciones y con contrastes conocidos y, por tanto, se puede obtener un conjunto de imágenes prueba con una prevalencia definida de antemano.

##### b) Imágenes de maniqués antropomórficos

El empleo de maniqués antropomórficos es aconsejable en los procesos de optimización porque evitan la variabilidad natural entre pacientes y permiten obtener imágenes en diferentes condiciones sin necesidad de someter a un mismo paciente a varias exploraciones. No obstante, los maniqués antropomórficos diseñados para la medida de dosis no son adecuados porque la separación entre rodajas y las muescas para colocar los dosímetros producen artefactos en la imagen que distraen y dificultan la evaluación de la imagen.

c) Imágenes de maniqués geométricos

Para el control de constancia de los equipos, es preferible la visualización de estructuras más simples. Habitualmente, los maniqués comerciales contienen objetos circulares de distinto tamaño y contraste sobre un fondo uniforme y permiten estudiar el contraste y el ruido del sistema. Para estas imágenes geométricas se ha visto que la evaluación relativa de unos sistemas respecto a otros no se ve afectada porque se empleen radiólogos u otros observadores [Cook y col. 1994, Lai y col. 2005]. Entre los maniqués más populares se pueden citar:

- *Maniqué de Leeds (Leeds Test Objects Limited)*. Como se aprecia en la figura 10a, contiene discos de distintos diámetros y contrastes agrupados por diámetro [Hay y col 1985]. Permite determinar el umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle de un modo rápido y sencillo: el observador sólo tiene que contar para cada tamaño el número de detalles visibles. Hay disponibles distintos maniqués (TO-16, TO-20, TO-30) en función del rango esperado de umbral.

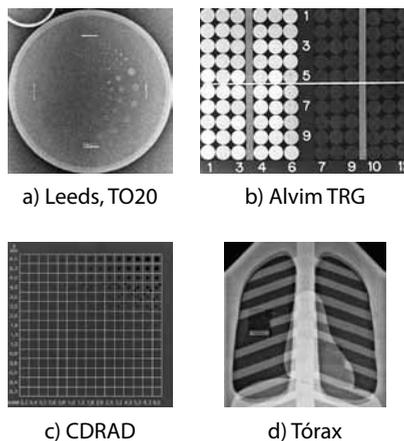
Sin embargo, la disposición predecible de sus elementos puede provocar un sesgo en las respuestas del observador que acaba familiarizándose con el maniqué y recordando las posiciones exactas de todos los discos. El hecho de conocer que todos los objetos están presentes dificulta mantener un criterio de decisión constante entre sesiones distintas y hace que el test tenga una precisión y reproducibilidad limitadas. Se podría evitar segmentando la imagen digital una vez obtenida y aislando cada objeto prueba. Se pueden, entonces, presentar los estímulos con cualquiera de los procedimientos más potentes que se describen más adelante.

- *Maniqué Alvim TRG (ALVIM Research & Development Ltd.)*. Es un maniqué estadístico en el que los discos se disponen en columnas (figura 10b). Sólo la mitad de los discos contienen objetos prueba. Por cada tamaño y contraste hay 5 objetos idénticos. Sus posiciones son intercambiables por lo que el observador no conoce de antemano la distribución y se evita el efecto memoria. La tarea del observador es clasificar cada disco en función de la confianza que tenga en que contenga un objeto prueba. De esta forma se determina la fracción de verdaderos y falsos positivos (*FVP* y *FFP*, respectivamente) a partir de las cuales se obtiene una curva *ROC* para cada objeto prueba [Gurvich 2000].

Para que la medida pueda discriminar posibles variaciones en el rendimiento del equipo, (*FFP*, *FVP*) deben caer en categorías distintas a las "siempre visibles" (*FVP*=1) o "respuesta al azar" (*FVP*=*FFP*). Un inconveniente del maniqué es que cada tamaño tiene asociado un único contraste. Con algunos equipos digitales puede ser limitado el número de

objetos que cumplan los requisitos anteriores. Tampoco está diseñado para determinar el umbral de sensibilidad a bajo contraste que es una métrica más habitual.

- *Maniquí CDRAD (Artinis Medical Systems B.V.)*. Consiste en una cuadrícula en la que se han perforado agujeros circulares con diámetros y profundidades que varían logarítmicamente entre 0.3 y 8.0 mm en el centro de cada cuadro. Para los tamaños inferiores a 5 mm, tiene un segundo círculo del mismo diámetro y contraste situado aleatoriamente en una de las 4 esquinas (figura 10c). La tarea del observador consiste en identificar la esquina que contiene este segundo objeto. Como se verá más adelante, corresponde a un diseño de experimento 4AFC [Thijssen y col. 1998]. Evaluando varias imágenes se pueden obtener las curvas psicométricas correspondientes a cada diámetro. No obstante, para los controles de constancia se suele calcular el contraste umbral de modo más simple con una serie de reglas que corrigen la detección de un objeto particular basándose en la de las cuadrículas vecinas.



**Figura 10.** Maniqués geométricos más populares empleados para la evaluación de la detectabilidad en un equipo de RX.

- *Maniquí de tórax (Duke University Medical Center)*. Su imagen y sus propiedades de radiación dispersa son similares a las de una radiografía de tórax de un paciente normal (figura 10d).

La mayoría de los sistemas actuales determinan automáticamente los parámetros que se utilizan para procesar la imagen basándose en la información a priori del tipo de exploración y región anatómica esperada y en el contenido de la propia imagen. Un problema que presentan los maniqués anteriores es que su contenido (histograma y texturas de fon-

do) es diferente al de una exploración clínica por lo que el algoritmo de procesado no se comporta como lo haría con una radiografía "real". Este maniquí, en cambio, se ha diseñado para que el sistema encuentre una imagen con unas características más cercanas a las esperadas y la procese en condiciones clínicas [Chotas y col. 1997, Baydush y col. 2000].

En distintas zonas "anatómicas" contiene regiones uniformes con patrones de resolución y objetos de bajo contraste para una evaluación cuantitativa. Sin embargo, el número de tamaños y contrastes es menor que en los maniquíes anteriores, están ordenados (efecto memoria) y es relativamente pesado (15.6 kg).

### 3.2. Determinación de umbrales. Función psicométrica

La función psicométrica describe la relación entre la habilidad del observador para detectar o responder correctamente al estímulo y una determinada magnitud física del mismo. En el caso de la calidad de imagen suele tomarse su contraste como variable que define el estímulo.

Se utilizan indistintamente dos definiciones diferentes de contraste para imágenes con patrones simples:

$$C_{Weber} = \frac{L_{señal} - L_{fondo}}{L_{fondo}} = \frac{\Delta L}{L} \text{ y } C_{Michelson} = \frac{L_{señal} - L_{fondo}}{L_{señal} + L_{fondo}} = \frac{\Delta L}{2L + \Delta L} \quad (7)$$

donde  $\Delta L$  es el incremento de la luminancia (o intensidad) de la señal respecto a la del fondo y  $L$  es la luminancia del fondo. Para estímulos de contraste bajo ambas definiciones proporcionan valores parecidos pero para contrastes más elevados obtenemos medidas diferentes. Muchos autores no especifican cómo han definido el contraste.

Los estudios psicofísicos, en general, se diseñan desde dos perspectivas básicas: bien para determinar umbrales de sensibilidad o bien para ordenar y distribuir los estímulos según una escala perceptual a partir de una puntuación dada por el observador. Los métodos de análisis dependen del enfoque elegido.

Respecto a los primeros, conviene señalar que en psicofísica el umbral se define como la intensidad del estímulo que produce una determinada respuesta en el observador (arbitraria pero definida) y no sólo como el mínimo estímulo que puede percibirse.

Para la determinación del umbral de sensibilidad a bajo contraste se suele recurrir al método de los estímulos simples (*constant stimuli*) que consiste en presentar al observador una serie de estímulos prefijados, de igual forma y diámetro pero diferente contraste, a los que, en la tarea más simple, debe decidir

si son o no visibles. El rango de estímulos debe abarcar desde el no perceptible al siempre visible. Cada estímulo se presenta de modo aleatorio un número considerable de veces y la función psicométrica se calcula como la proporción de respuestas correctas obtenida para cada valor de contraste.

En general la función psicométrica es monótona creciente con el nivel de estímulo por lo que los datos suelen ajustarse por mínimos cuadrados a una función sigmoidea [Wichmann y Hill 2001]. Si  $p$  es la probabilidad de una respuesta correcta ante un estímulo de intensidad  $x$ , la función psicométrica viene dada por:

$$p(x) = \Psi(x; \alpha, \beta, \gamma, \lambda) = \gamma + (1 - \gamma - \lambda) \cdot F(x; \alpha, \beta) \quad (8)$$

siendo  $F(x; \alpha, \beta)$  una de las distribuciones acumulativas de la tabla 3.

El parámetro  $\gamma$  representa la tasa a la que el observador adivina el estímulo, incluso en su ausencia; depende tanto del observador como de las condiciones experimentales.  $\lambda$ , en cambio, refleja la tasa de respuestas incorrectas independientemente de la intensidad del estímulo.  $1 - \lambda$  representa la asíntota superior, es el nivel de respuesta para un estímulo arbitrariamente grande. A menudo se fija  $\lambda = 0$  de modo que el límite superior sea 1, es decir, el observador no comete errores independientes del estímulo. Sin embargo, el método de mínimos cuadrados es muy sensible a estos "lapsus" del observador por lo que si se deja variar  $\lambda$  en un intervalo restringido, normalmente entre  $[0, 0.06]$ , se obtiene una estimación más adecuada de los parámetros  $\alpha$  y  $\beta$  que determinan la forma de la curva entre los límites.

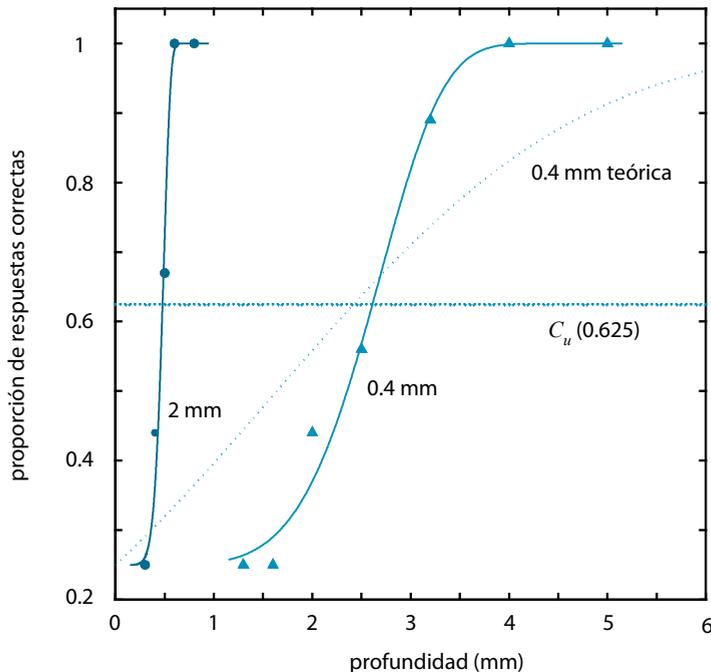
Weibull	$1 - e^{-(x/\alpha)^\beta}$	Normal	$\frac{1}{\beta \cdot \sqrt{2} \cdot \pi} \int_{-\infty}^x e^{-\frac{(t-\alpha)^2}{2 \cdot \beta^2}} \cdot dt$
Logística	$\frac{1}{1 + e^{-(x-\alpha)/\beta}}$	Gumbel	$1 - e^{-e^{(x-\alpha)/\beta}}$

**Tabla 3.** Funciones de distribución acumulativas,  $F(x; \alpha, \beta)$ , utilizadas habitualmente para el ajuste de la función psicométrica:  $\Psi(x; \alpha, \beta, \gamma, \lambda) = \gamma + (1 - \gamma - \lambda) \cdot F(x; \alpha, \beta)$ .

En muchos casos interesa también la pendiente de la función psicométrica. Caracteriza la tasa a la que aumenta la respuesta del observador al aumentar la intensidad del estímulo.

Existen programas informáticos, como por ejemplo psignifit (descargable gratuitamente desde <http://bootstrap-software.org/psignifit/>), que permiten estimar ambos parámetros (umbral y pendiente) y sus intervalos de confianza.

La figura 11 muestra las funciones psicométricas de un observador para dos diámetros diferentes de disco (0.4 mm y 2.0 mm) obtenidas a partir de 3 imágenes de un maniquí CDRAD en el sistema de panel plano indirecto de la figura 2. El ajuste a funciones Weibull se presenta con líneas continuas. Lo primero que se observa es que no existe una "frontera" por encima de la cual el observador siempre ve el objeto mientras que por debajo nunca lo detecta, sino que hay una transición gradual con una mejora de la percepción conforme aumenta el estímulo. El umbral se define como el nivel correspondiente a una determinada proporción de respuestas correctas. En la literatura podemos encontrar que unos autores toman el punto medio entre la probabilidad de acertar por azar,  $\gamma$ , y el nivel perfecto, 1, mientras que en otras ocasiones se escoge un valor fijo (más habitualmente el valor correspondiente al 75% de aciertos) sin tener en cuenta el nivel base.



**Figura 11.** Funciones psicométricas obtenidas para dos discos del maniquí CDRAD en un panel plano indirecto.

En general, la elección del nivel que determina el umbral no cambia las conclusiones cualitativas del estudio aunque sí sus valores cuantitativos. Por otra parte, los datos experimentales ponen de manifiesto una de las dificultades básicas de estos métodos: aunque se trata de un maniquí que presenta 15 contrastes para cada diámetro de disco, con una razón entre estímulos consecutivos de sólo  $2^{-1/3}$ , sólo 2-3 discos caen en la región de transición. Esta pendiente abrupta de la función psicométrica se observa también con otros equipos digitales mientras que es más suave para los sistemas convencionales pantalla-registro [Aufrichtig 1999, Borasi y col. 2006].

Cuando sólo interesa encontrar el umbral, el método de estímulos simples es muy lento y fatigoso para el observador porque tiene que decidir sobre muchos estímulos que quedan lejos del valor umbral. En estos casos, el método del ajuste es más rápido. El observador controla directamente el estímulo y lo va acercando progresivamente al umbral. Es rápido y fomenta la participación activa del observador. Sin embargo los resultados que se obtienen son poco reproducibles porque en la región cercana al umbral es difícil apreciar variaciones en la percepción aunque se varíe el estímulo.

Un método psicofísico más eficaz es el método de los límites. Se comienza con un estímulo claramente visible y se eligen estímulos de menor contraste mientras el observador acierte. Cuando no se percibe un estímulo la serie se detiene. El proceso se repite en numerosas ocasiones empezando por estímulos que están por encima o por debajo del umbral (en este caso se aumenta el contraste). En este método es importante decidir el inicio y el final de las series de medidas así como la variación entre los estímulos que se presentan. Es importante que el estímulo inicial se varíe de forma aleatoria para evitar que el observador aprenda "cuando" deja de percibir. El umbral se toma como la media de los puntos donde se ha detenido cada serie. Una variante muy utilizada y fácilmente programable es el método de escalera (*staircase* o *up-down*) en el que el contraste decrece o se incrementa en función de la respuesta. Eligiendo el número de fallos/aciertos necesarios para producir una inversión se varía la probabilidad correspondiente al valor umbral. El paso entre los estímulos que se presentan también puede depender de la secuencia de respuestas del observador. De esta forma el nivel del estímulo converge más rápidamente al valor umbral. El procedimiento se termina después de un número prefijado de antemano de inversiones o cuando se alcanza un determinado valor de paso. Es un método adaptativo. Combina las mejores características de los métodos de los límites y de los estímulos simples.

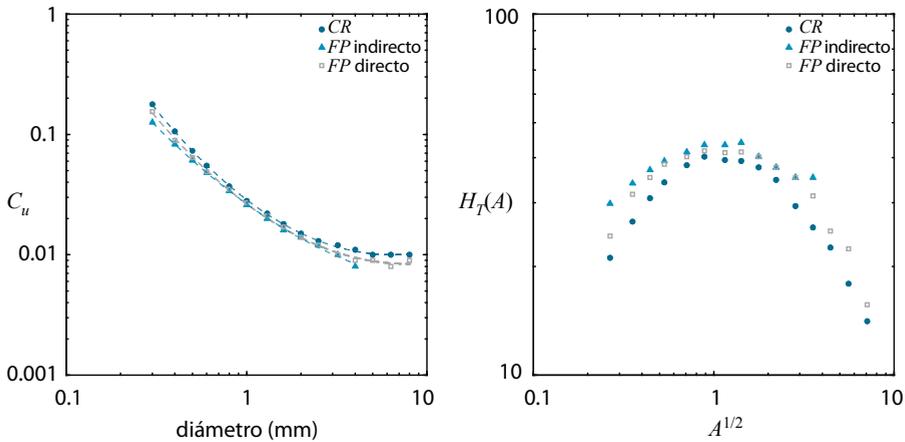
### 3.3. Curvas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

Si se representa el contraste umbral,  $C_u$ , para distintos tamaños de disco, determinado en las mismas condiciones experimentales, se obtienen las llamadas curvas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle (*TCDD*, *Threshold Contrast Detail Detectability*, o *CD*, *Contrast-Detail diagram*). Indican el contraste mínimo que necesita un observador para detectar la presencia de un patrón simple en función del tamaño del mismo. Curvas desplazadas a la izquierda y hacia abajo (más cercanas al origen) indican una sensibilidad a bajo contraste mejor y, por tanto, una mejor detección y visualización de los objetos de bajo contraste. Equivalentemente, aquellos objetos con una relación contraste-tamaño tal que caen por debajo de la curva no son visibles mientras que los que están por encima de la curva sí lo son.

Según Rose (1948), la detectabilidad de una señal está determinada por su relación señal-ruido y, para un sistema de imagen ideal, depende sólo de tres parámetros:  $SNR = C \cdot \sqrt{A \cdot \phi}$ , donde  $C$  es el contraste del objeto,  $A$  su área y  $\phi$  la fluencia incidente en el detector. En esta ecuación es interesante hacer notar que si  $\phi$  está fijada, objetos con igual área presentan el mismo contraste umbral lo que ha sido corroborado experimentalmente para formas simples [Giger y Doi 1985, Ishida y col. 1984]. Asimismo, sustituyendo el área en la anterior ecuación, se obtiene  $C_u \cdot d = cte$ , siendo  $d$  su diámetro/lado. Por tanto, las curvas *TCDD* representan rectas en coordenadas doblemente logarítmicas. Sin embargo, los datos (líneas discontinuas en la figura 12a,  $R^2 > 0.999$ ) se ajustan mejor a un polinomio de segundo grado [Aufrichtig y Xue 2000, Rong y col. 2001, Borasi y col. 2006, Segui y Zhao 2006].

A menudo los datos de contraste umbral se transforman a un índice de detección,  $H_T(A)$ , definido como  $H_T(A) = \frac{1}{C_u(A) \cdot \sqrt{A}}$ , y se representa  $H_T(A)$  frente a  $\sqrt{A}$ .  $H_T(A) = cte$  en condiciones ideales, independiente del tamaño del objeto, por lo que con esta transformación quedan claras las diferencias con el comportamiento ideal. Cuanto mayor es el índice de detección mejor es la sensibilidad al contraste.

La figura 12a muestra las curvas *TCDD* para los equipos que se vienen analizando. Los mismos datos se representan con la transformación anterior en la figura 12b. Debido al cambio de escala se resaltan las diferencias entre los equipos. Datos de otros detectores pueden consultarse en los informes del NHS. El comportamiento es típico: al aumentar el tamaño del objeto, el umbral de sensibilidad disminuye.



**Figura 12.** Curvas *TCDD* para los tres equipos de ejemplo. Calidad RQA5, kerma  $\sim 4 \mu\text{Gy}$ . (a) Contraste umbral,  $C_u$ , vs. diámetro del disco. (b)  $H_T(A)$  vs.  $\sqrt{A}$ .

Para el mismo valor de kerma, los equipos de panel plano presentan una sensibilidad a bajo contraste ligeramente superior que los *CR* mientras que éstos son similares a los sistemas convencionales pantalla-película [Niklason y col. 1993, Aufrichtig 1999, Samei y col. 2003, Borasi y col. 2006]. Equivalentemente, un panel plano puede conseguir el mismo contraste umbral que un *CR* o una película convencional con un ahorro de dosis cercano al 70%, para la tarea simple de detectar la presencia de discos en un fondo uniforme [Aufrichtig 1999, Rong y col. 2001]. Por otra parte, los detectores de panel plano directos muestran menor sensibilidad a bajo contraste que los indirectos posiblemente debido al “aliasing” que produce un valor de *MTF* excesivamente elevado en la frecuencia Nyquist. Los resultados de Borasi y col. (2006) son muy ilustrativos. Asimismo, los nuevos *CR* que leen ambas caras de la *IP* presentan una *DQE* mayor a bajas frecuencias ( $< 2\text{-}3 \text{ mm}^{-1}$ ) que los *CR* convencionales y es de esperar que ofrezcan mejor detectabilidad para la misma dosis [Fetterly y Schueler 2006, Monnin y col. 2006, Mackenzie y Money 2007].

Aunque las curvas de sensibilidad han demostrado su conveniencia para evaluar los diferentes sistemas, a veces interesa resumir la información que contiene la curva en un único valor numérico. Se ha definido el parámetro *IQF* (*Image Quality Figure*) como  $IQF = \sum_i C_i \cdot d_i$ , donde  $C_i$  representa el contraste umbral para el diámetro  $d_i$ . La calidad de imagen aumenta cuando *IQF* disminuye; por eso a veces se emplea su inversa.

Las curvas de umbral de sensibilidad a bajo contraste representan un límite inferior de cuál es el contraste mínimo necesario para detectar un objeto de un tamaño determinado en una situación clínica. El observador conoce exactamente dónde se encuentra el objeto en el maniquí, su tamaño y aproximadamente cuál es su apariencia respecto al fondo. Usando nomenclatura de la teoría de la detección de la señal es una señal conocida exactamente en un fondo igualmente conocido exactamente (*SKE/BKE, Signal/Background Known Exactly*). En una situación clínica, sin embargo, el observador normalmente puede que conozca el órgano y patología esperados pero no su localización exacta ni su tamaño o apariencia. Es una señal conocida estadísticamente con varias variables independientes de la que el observador sólo conoce las funciones de densidad de probabilidad de los distintos parámetros. La falta de información específica sobre lo que se busca puede aumentar el contraste umbral y su incertidumbre.

Aunque los métodos psicofísicos descritos son simples, su precisión y reproducibilidad son modestas en la práctica. Puesto que la percepción de los objetos pasa de "claramente visible" a "no visto" a través de niveles de confianza cada vez más bajos, es necesario que el observador adopte un criterio subjetivo o umbral de decisión por encima del cual considere que el objeto es visible. Este criterio es difícil de definir, comunicar y mantener en el tiempo de manera consistente lo que causa una variabilidad de los resultados tanto del propio observador como entre observadores diferentes. Las distintas habilidades visuales innatas de los observadores (agudeza visual, edad, experiencia, motivación, luz ambiente, distancia al monitor, etc.) añaden dispersión a los resultados. En consecuencia, los umbrales determinados por un único observador u observadores con limitada experiencia pueden estar sesgados.

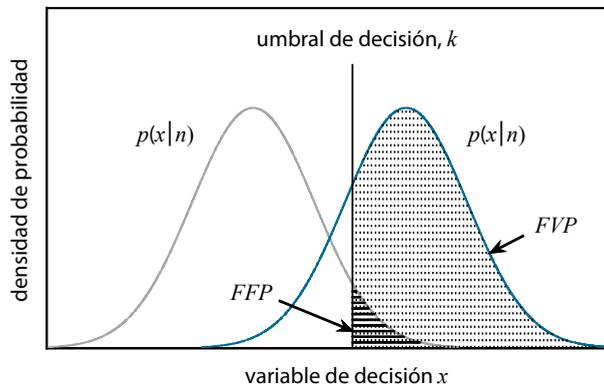
Se han descrito también problemas para intercomparar equipos entre diferentes instituciones por variaciones en los detalles y contrastes de los maniqués debido al proceso de fabricación [Hendrick 1992].

Por todo ello, aunque las curvas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle han demostrado su utilidad para determinar la respuesta del sistema y encontrar posibles deficiencias en su funcionamiento, hasta el punto de convertirse en una herramienta habitual del control de calidad de imagen, su evaluación con procedimientos de rutina está sujeta a las limitaciones anteriores y sólo se pueden tomar como significativas diferencias grandes.

### 3.4. Análisis ROC

La teoría de detección de la señal proporciona un método de eliminar de las medidas el sesgo debido al criterio del observador, las llamadas Curvas ROC, Curvas Características Operativas del Receptor (*ROC, Receiver Operating Characteristics*).

Un experimento ROC típico consiste en presentar al observador numerosas imágenes, la mitad de las cuales contienen una señal o patología. El observador tiene que clasificar las imágenes según su nivel subjetivo de confianza de que la señal esté presente o no. Una escala habitual suele contener cinco respuestas posibles: 5 significa que la imagen seguro que contiene la señal y los valores intermedios representan niveles de confianza cada vez menores de que la señal esté presente hasta 1 que significa que la señal seguro que no está.



**Figura 13.** Ejemplo de distribuciones de densidad de probabilidad de la variable de decisión  $x$  para los casos "ruido sólo",  $p(x|n)$ , y "señal + ruido",  $p(x|s)$ . En sombreado, FFP y FVP para un cierto nivel umbral de decisión,  $k$ .

De acuerdo con la teoría de detección de la señal, la respuesta interna del observador se basa en cierta variable de decisión,  $x$ , que depende tanto de las propiedades físicas del estímulo como de las características psicofísicas del observador. La respuesta a cada uno de los dos posibles estímulos, "señal + ruido" y "ruido sólo", viene descrita por las funciones de densidad de probabilidad,  $p(x|s)$  y  $p(x|n)$ , respectivamente, que habitualmente se solapan y que, por simplicidad matemática, se asumen gaussianas (figura 13). El observador escoge cierto nivel umbral de decisión,  $k$ , de modo que si el estímulo produce una respuesta  $x > k$  decide que la señal está presente mientras que si  $x < k$  la deci-

sión es que la señal está ausente. De este modo, el umbral de decisión elegido divide la gráfica en cuatro regiones:

1. La fracción de verdaderos positivos (*FVP*), proporción de imágenes en las que se ha detectado correctamente la señal. Constituye la sensibilidad:

$$FVP = \frac{VP}{VP + FN} \quad (9)$$

2. La fracción de falsos positivos (*FFP*), proporción de imágenes en las que el observador ha indicado que había señal pero la imagen, en realidad, no la contenía:

$$FFP = \frac{FP}{VN + FP} = 1 - \text{sensibilidad} \quad (10)$$

3. La fracción de verdaderos negativos (*FVN*), proporción de imágenes en las que no se detectó la señal y, efectivamente, no estaba presente. Es la especificidad:

$$FVN = \frac{VN}{VN + FP} \quad (11)$$

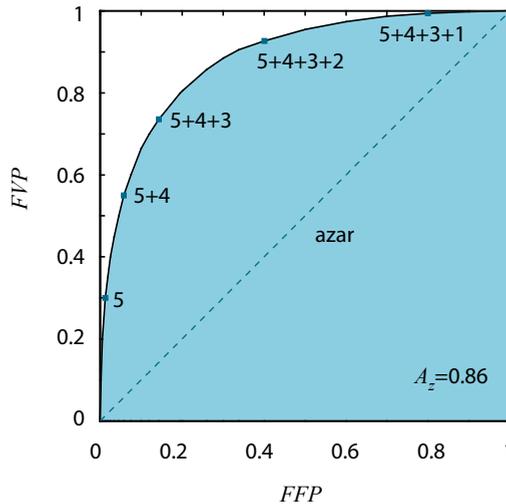
4. La fracción de falsos negativos (*FFN*), proporción de imágenes clasificadas como sin señal pero que, en realidad, sí la contenían:

$$FFN = \frac{FN}{VP + FN} = 1 - \text{especificidad} \quad (12)$$

Cada valor del criterio de decisión constituye un punto (*FFP*, *FVP*). Si se aumenta el umbral de decisión aumenta la especificidad pero disminuye la sensibilidad e inversamente si se disminuye *k*. Si el observador usa varios niveles umbral obtiene varios puntos (*FFP*, *FVP*). Si se representa *FVP* frente a *FFP* para distintos valores del criterio de decisión se obtiene la curva *ROC* [Sandor y Swensson 1978, Herrmann y col. 1993].

Para el análisis del experimento *ROC* se supone que los límites entre cada una de las categorías de respuesta corresponden a un criterio de decisión bien definido desde uno muy estricto hasta uno muy laxo. En consecuencia, podemos generar la curva *ROC* con las 5 parejas de puntos (*FFP*, *FVP*) obtenidas de los datos experimentales contando las respuestas acumuladas: primero sólo las respuestas correspondientes a la categoría 5, después las 5+4 y así sucesiva-

mente (figura 14). Una detección “perfecta” supone que la sensibilidad y especificidad son siempre iguales a 1 para cualquier criterio; por tanto, la curva sólo tiene el punto (0,1). Por el contrario, si se responde al azar la sensibilidad es igual a la proporción de falsos positivos y la curva se corresponde con la diagonal.



**Figura 14.** Construcción de la curva ROC. El área  $A_z$  varía entre 0.5 (azar) y 1 (detección perfecta).

Aunque se han definido distintos índices para resumir la curva ROC, el más generalizado corresponde al área bajo la curva,  $A_z$ . Varía entre 0.5 y 1 y representa la probabilidad de que el observador clasifique correctamente un par aleatorio de imágenes, una con señal y otra sin ella [Hanley y McNeil 1982]. Se han desarrollado algoritmos que permiten ajustar los puntos a una curva continua suave para calcular su área.

Debido a su definición, los valores  $A_z$  se comprimen conforme se acercan a la unidad. Resulta conveniente transformarlos en un índice de detectabilidad,  $d' = \sqrt{2} \cdot z(A_z)$ , para que cambios iguales en SNR se traduzcan en variaciones iguales de  $d'$ .  $d'$  es la distancia entre las distribuciones de probabilidad de las dos hipótesis. La puntuación  $z$  correspondiente al área  $A_z$ ,  $z(A_z)$ , se puede encontrar en tablas o bien se pueden utilizar distintos programas informáticos (pueden descargarse gratis, por ejemplo, desde <http://www.bio.ri.ccf.org/html/rocanalysis.html>, página web de la Fundación Clínica de Cleveland, o desde la de los Laboratorios Kurt Rosmann, [http://www.radiology.uchicago.edu/krl/KRL\\_ROC/software\\_index6.htm](http://www.radiology.uchicago.edu/krl/KRL_ROC/software_index6.htm), de la Universidad de Chicago).

Son métodos que permiten trabajar con imágenes clínicas y que no están restringidos a condiciones de umbral. Se utilizan sobre todo para comparar la eficiencia diagnóstica de distintas modalidades de imagen para una determinada patología [Chakraborty y col. 1986, Miró y col. 2001, Skaane y col. 2005].

Al igual que ocurría con las curvas de umbral de sensibilidad a bajo contraste del detector, los resultados del análisis *ROC* deben considerarse un límite superior de la respuesta del sistema. Cualquier observador que participe en la evaluación querrá mostrar los mejores resultados puesto que reflejan, aunque sea de modo indirecto, su visión, experiencia y profesionalidad. Por tanto, intentará ponerse en las mejores condiciones y adoptar estrategias que durante el diagnóstico de rutina pasa por alto. Es necesario analizar el posible sesgo.

Asimismo es un procedimiento lento. Para que los resultados del estudio sean significativos, son necesarios un número elevado de imágenes y varios observadores. Cuando las imágenes se presentan en película y los observadores tienen que manejarlas y dar sus respuestas en un formulario escrito, apenas pueden analizarse unas 25 imágenes en una sesión de una hora. Sin embargo, el uso de un software específico, con un entorno gráfico que permita el manejo digital de las imágenes y guarde las respuestas de cada observador, eleva la tasa de evaluación a ~200 imágenes/hora y ayuda al observador a concentrarse sólo en la imagen, minimizando el riesgo de errores humanos al transferir los datos al ordenador y facilitando, al mismo tiempo, el análisis posterior de los mismos [Börjesson y col. 2005].

Un problema con el análisis *ROC* convencional es que no permite múltiples señales en una misma imagen. Tampoco tiene en cuenta si el observador ha detectado la señal en la posición espacial correcta: se clasifican igual una imagen en la que el observador ha confundido el ruido en cierta posición con la señal (es decir, no ha detectado la señal) que una en la que sí ha percibido la señal en su posición correcta. Por eso se han diseñado métodos de respuesta libre en los que el observador desconoce cuántas señales hay en la imagen y marca y puntúa cada una de las regiones donde sospecha que puede haberla [Chakraborty y Winter 1990]. Aunque esta metodología se aproxima más a la forma "real" de informar un radiólogo, se ha demostrado que el primer hallazgo señalado condiciona la interpretación subsiguiente. Es, pues, importante que el número de posibles señales sea similar al esperado y que se analicen las respuestas del observador en busca de una posible relajación en las sucesivas señales de la imagen. Recientemente, Ruschin y col. (2007) han utilizado esta metodología para estudiar el efecto que tiene reducir la dosis en mamografía digital sobre la detección de masas y microcalcificaciones [Ruschin y col. 2007]. Las curvas *FROC* (*Free-Response Operating Characteristics*) y *AFROC* (*Alternative Free-Response Operating Characteristics*) constituyen, de

modo análogo a las curvas *ROC*, un método de análisis de los datos experimentales recogidos en un experimento de libre respuesta [Chakraborty 1989, Swensson 1996]. En <http://www.devchakraborty.com> puede descargarse tanto software como indicaciones de cómo diseñar la experiencia.

### 3.5. Análisis *VGA*

Un método muy empleado con imágenes clínicas es el Análisis de Puntuación Visual (*VGA*, *Visual Grading Analysis*). Consiste en puntuar las imágenes en función de la visibilidad de ciertas estructuras de las mismas. Una imagen tiene mayor calidad si su puntuación es mayor.

Aunque en algunas investigaciones las imágenes se han clasificado atendiendo a su resolución espacial, contraste o ruido [Pärtan y col. 2000], lo habitual es hacerlo en base a criterios diagnósticos. Los criterios deben definirse sin ambigüedades, de la forma más precisa y objetiva posible. Deben ser clínicamente significativos, entendibles en un entorno clínico y relacionarse directamente con la visualización/reproducción de partes anatómicas específicas.

En la literatura se encuentran dos implementaciones diferentes: bien se compara cada imagen con una de referencia o bien se puntúan directamente las imágenes individuales [Uffmann y col. 2005]. A menudo conviven los dos esquemas [Almén y col. 2000, Sandborg y col. 2001, Lanhede y col. 2002].

Cuando se evalúan las imágenes individualmente, se suele puntuar sólo si el criterio se satisface o no. Este procedimiento se denomina puntuación *IC* (*Image Criteria*). Es un método muy utilizado para evaluar los criterios de calidad de imagen establecidos por la Comisión Europea para las exploraciones radiológicas comunes [Graham y col. 2005].

Los estudios se resumen mediante una puntuación normalizada (la *S* añadida al método hace referencia a que se trata de una puntuación, *Store*):

$$VGAS = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O G_{i,s,o}}{I \cdot S \cdot O} \text{ o } ICS = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{c=1}^C \sum_{o=1}^O F_{i,c,o}}{I \cdot C \cdot O} \quad (13)$$

donde, en el caso *VGA*,  $G_{i,s,o}$  es la puntuación de la imagen  $i$  (habitualmente sobre una escala de 5 puntos), estructura  $s$  y observador  $o$ .  $I$  es el número total de imágenes evaluadas,  $S$  el de estructuras comparadas y  $O$  el de observadores que participan en el estudio. Para la puntuación *ICS*,  $F_{i,c,o} = 1$  si se satisface el criterio  $c$  y  $F_{i,c,o} = 0$  en caso contrario, y  $C$  es el número de criterios empleados. Los demás símbolos tienen el mismo significado que para el cálculo *VGA*.

Claramente son métodos subjetivos. Es necesario emplear múltiples sujetos y promediar sus puntuaciones. Los umbrales de decisión de los observadores cambian conforme ganan experiencia y se familiarizan con las imágenes por lo que es aconsejable un periodo de entrenamiento previo y recalcularse algunas de las imágenes después de cierto tiempo. No obstante, varios estudios han demostrado una buena correlación con el análisis *ROC* [Manninen y col. 1984]. Son, además, sensibles a pequeños cambios en la calidad de la imagen, en particular cuando se comparan dos imágenes simultáneamente. El inconveniente es que, en general, supone someter a los pacientes a varias irradiaciones. Sin embargo, es una métrica especialmente útil para comparar distintos procesados porque las imágenes se pueden conseguir sin exposiciones adicionales al paciente.

### 3.6. Métodos de Elección Forzada con Múltiples Alternativas

Otro procedimiento poco sujeto a sesgo y más simple que el análisis *ROC* son los Métodos de Elección Forzada con Múltiples Alternativas, conocidos también como Métodos de Múltiple Elección Forzada (*MAFC*, *M-Alternative Forced Choice*).

En una experiencia *MAFC*, en cada imagen se presenta una señal que puede estar en cualquiera de  $M$  posibles posiciones espaciales (pero sólo en una). La tarea del observador es indicar la localización correcta (elección forzada espacial). Otra posibilidad es presentar la señal en uno de  $M$  intervalos de tiempo posibles consecutivos y el observador tiene que decidir cuál contiene la señal (elección forzada temporal. Este caso a veces se denomina *MIFC*, *M-Interval Forced Choice*). La posición de la señal se varía de modo aleatorio entre las presentaciones sucesivas y se obtiene la proporción,  $p$ , de respuestas correctas para cada nivel de estímulo. El observador siempre tiene que responder una posición o intervalo aunque sea incapaz de detectar la señal: se le “fuerza” a escoger una de las alternativas. Cualquier respuesta posible se basa en el mismo criterio de decisión, el observador no tiene que adoptar un umbral de decisión como en una respuesta tipo sí/no por lo que los problemas de sesgo se reducen. No obstante, puede haber cierta tendencia por parte del observador a favorecer determinada posición respecto a las otras y es conveniente comprobar las posibles asimetrías en las respuestas anotando por separado el número de respuestas en cada posición.

El experimento tiene que diseñarse de modo que el observador disponga de toda la información sobre la señal (escenario *SKE/BKE*). Es conveniente que siempre haya presente una imagen de referencia de modo que el observador refresque su memoria sobre la forma, tamaño e intensidad de la señal y que haya marcas de referencia que indiquen las posiciones posibles. Dado

que es necesario conocer en qué posición está realmente la señal, los métodos *MAFC* son útiles cuando se emplean imágenes de maniqués o generadas por ordenador.

Probablemente sea el diseño más utilizado de experimento psicofísico, a menudo unido al método de escalera para la determinación de umbrales debido a su menor consumo de tiempo, pero puede combinarse con cualquiera de los métodos psicofísicos vistos previamente. No obstante, el proceso sigue siendo lento: sólo la toma de datos con un maniquí CDRAD requiere alrededor de 15 minutos por imagen. Con un programa que controle con un método de escalera la visualización de los objetos, la determinación de una curva psicométrica puede reducirse a media hora [Borasi y col. 2006]. Su eficiencia depende de  $M$ . Burgess (1995) ha demostrado que se necesitan el doble de imágenes con un experimento 2AFC que con uno *ROC* para conseguir la misma precisión, pero con  $M > 4$  los métodos *MAFC* necesitan menos imágenes que los *ROC*.

Si todas las posiciones son igualmente probables, la probabilidad de acertar por azar es  $\gamma = 1/m$  y el valor umbral, si se toma como el punto medio entre  $\gamma$  y 1, corresponde al 75% de respuestas correctas para un experimento 2AFC, 62.5% para un 4AFC, y así sucesivamente.

De manera análoga al análisis *ROC*, la fracción de respuestas correctas se suele transformar en un índice de detectabilidad,  $d'$ . Con las suposiciones habituales de que (a) las distribuciones de probabilidad de la variable de decisión son gaussianas con idéntica varianza, (b) todas las alternativas tienen la misma probabilidad y son estadísticamente independientes, (c) el observador no tiene sesgo y (d) el ruido tiene media cero,  $d'$  puede calcularse a partir de  $p$  según:

$$p = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \Phi(t)^{M-1} \cdot e^{-(d'-t)^2/2} \cdot dt \quad (14)$$

siendo

$$\Phi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^t e^{-x^2/2} \cdot dx = \frac{1}{2} \cdot (1 + \operatorname{erf}(-x/\sqrt{2})) \quad (15)$$

Conviene comprobar que  $\Phi(-1) = 0.1587$ ,  $\Phi(0) = 0.5$  y  $\Phi(1) = 0.8413$  para asegurarnos de que usamos la definición correcta de la función de error:

$$\operatorname{erf}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^x e^{-y^2} \cdot dy \quad (16)$$

Existen también tablas con las correspondencias  $(p, d')$  para los valores más habituales de  $M$ . En el caso de una experiencia 2AFC se puede demostrar que  $p$  es equivalente al área bajo la curva  $A_z$  en un experimento *ROC*.

En algunos artículos, asumiendo el modelo de Rose, se considera que  $d'$  es linealmente proporcional al contraste,  $C$ , de la señal cuando las demás características de la imagen se mantienen constantes,  $d' = u \cdot C$ , siendo  $u$  la constante de proporcionalidad que puede depender del tamaño del objeto, el ruido, el contenido en frecuencias, etc [Ohara y col. 1989]. Como se ha comentado en las curvas *TCDD* los resultados experimentales con equipos digitales se separan de este comportamiento ideal. En la figura 11 la línea discontinua corresponde a la función psicométrica ajustada con esta suposición a los datos del disco de diámetro 0.4 mm. Se observa que la curva experimental presenta una mayor pendiente,  $d'$  aumenta con el contraste con una potencia mayor que la unidad. Este mismo comportamiento se observa también en otros estudios [Aufrichtig 1999, Borasi y col. 2006, Segui y Zhao 2006]. La incertidumbre sobre la posición espacial de la señal puede hacer que el observador se separe del comportamiento "ideal". No obstante, esta suposición no es necesaria para encontrar el contraste umbral en el experimento *MAFC* y los datos se ajustan, como se vio, a funciones sigmoideas.

## 4. Modelos de observador

Se han desarrollado varios modelos teóricos que intentan explicar la detección por parte de un observador humano de una señal inmersa en un fondo de ruido. La idea que subyace es la de poder utilizar sus predicciones como una métrica de calidad de imagen que permita una evaluación y/u optimización más rápida del sistema de imagen pero con la misma potencia que los estudios psicofísicos anteriores [Eckstein y col. 2000].

Los modelos de observador son algoritmos matemáticos que simulan las reglas de decisión que un observador humano aplicaría a las imágenes. En cualquier modelo es necesario definir tres componentes básicos [Myers 2000]:

1. La tarea: uso previsto de las imágenes. La mayoría de modelos consideran sólo la tarea de “clasificación binaria” en la que se decide entre dos posibles hipótesis: señal presente (asociada con un paciente con enfermedad) o señal ausente (paciente normal, sin enfermedad). En la literatura se conoce como una tarea de “detección de la señal”. Apenas se han desarrollado modelos para tareas más complejas como, por ejemplo, las de clasificar una estructura anatómica dentro de una serie de categorías.

Otro grupo importante de tareas consiste en las de “estimación”, en las que se cuantifica uno o más parámetros que describen el objeto (tamaño, flujo, actividad tumoral,...). De modo general, estas tareas pueden considerarse como de clasificación en las que el número de categorías es el número de valores posibles de los parámetros que se estiman. Los modelos actuales tampoco consideran este tipo de tareas.

2. El observador: conjunto de reglas a aplicar a las imágenes para clasificarlas en uno de los dos estados posibles. Se asume que el observador ni decide al azar (el mismo conjunto de datos lleva a la misma decisión) ni se equivoca (todas las imágenes se clasifican en una de las dos hipótesis). Además, el observador, a partir de los datos de la imagen, genera una variable de decisión escalar cuyo valor se compara con un umbral para decidir entre los dos estados. En experimentos *MAFC*, el observador elige como vista la alternativa que presenta un mayor valor de la variable de decisión.
3. Las propiedades estadísticas de las imágenes: caracterizan la variabilidad de las imágenes. En particular, la media y la matriz de covarianza de la imagen juegan un papel importante en todos los modelos de observador tanto porque el resultado depende de ellas como porque muchos modelos asumen en su definición determinadas propiedades estadísticas que permiten una simplificación matemática de los mismos.

Aunque el caso más general puede incluir operaciones no lineales, la mayoría de los modelos propuestos son modelos lineales en los que la variable de decisión,  $x$ , se calcula como una suma ponderada de la intensidad de la imagen en todos los puntos de la misma:

$$x = \mathbf{w}^t \cdot \mathbf{g} \quad (17)$$

donde, por conveniencia matemática, la matriz bidimensional de imagen,  $\mathbf{g}(i,j)$ , se representa mediante un vector,  $\mathbf{g}$  (en lo que resta de capítulo los caracteres en negrita representan magnitudes vectoriales), obtenido reordenando en una columna la matriz de imagen siguiendo un orden lexicográfico: los primeros elementos de  $\mathbf{g}$  se corresponden con los píxeles de la primera fila de la imagen empezando por el píxel superior izquierdo, a continuación los píxeles de la segunda fila de la imagen y así sucesivamente, fila a fila, hasta el píxel inferior derecho.  $\mathbf{w}$  es el vector de pesos; a menudo se dice que  $\mathbf{w}$  es la plantilla con la que el observador compara la imagen. El superíndice  $t$  indica el vector traspuesto y el punto el producto escalar. Para una tarea *MAFC*, equivale a que el observador calcula la correlación de la plantilla con los datos en cada una de las posibles posiciones de la señal.

Las componentes de la imagen habitualmente se consideran aditivas:

$$\mathbf{g} = \mathbf{s} + \mathbf{n} + \mathbf{b} \quad (18)$$

siendo  $\mathbf{s}$  la señal,  $\mathbf{n}$  las fluctuaciones de la imagen atribuibles a ruido del sistema (se supone, además, que tiene media cero en todas las posiciones) y  $\mathbf{b}$  el fondo debido a las estructuras anatómicas (Burgess y col. 2001).

Si se asume que las dos respuestas son independientes, con distribuciones gaussianas y con igual varianza, se puede definir el índice de detectabilidad a partir de la *SNR* del observador [Abbey y Bochud 2000]:

$$d' = SNR = \frac{\mathbf{w}^t \cdot \mathbf{s}}{\sqrt{\mathbf{w}^t \cdot \mathbf{K}_g \cdot \mathbf{w} + \sigma_{\text{int}}^2}} \quad (19)$$

donde  $\mathbf{K}_g$  es la matriz de covarianza de la imagen. Bajo la suposición de que el ruido del sistema y el fondo no están correlacionados,  $\mathbf{K}_g = \mathbf{K}_b + \mathbf{K}_n$ , siendo  $\mathbf{K}_b$  y  $\mathbf{K}_n$  las matrices de covarianza asociadas con el fondo y el ruido del sistema.  $\sigma_{\text{int}}^2$  es la varianza del ruido interno del observador. Este ruido explicaría el hecho de que un observador humano toma decisiones diferentes cuando se le presenta repetidamente el mismo conjunto de imágenes.

En el caso de que tanto el fondo como el ruido puedan considerarse gaussianos y estacionarios (media y covarianza independientes de la posición) los cálculos se simplifican y pueden realizarse en el espacio de frecuencias espaciales a partir de la transformada de Fourier de la señal,  $S(u,v)$ , y de los Espectros de Potencia de Ruido,  $NPS(u,v)$ .

A continuación se resumen las características principales de los modelos de observador más empleados:

1. Observador ideal o bayesiano. Corresponde a un hipotético observador que lo hace "todo bien". Utiliza la información de que dispone a "priori" sobre la señal y la estadística del ruido y elige la operación óptima para extraer la información de la imagen. No presenta ruido interno.

En el caso más simple, *SKE/BKE*, para una señal inmersa en ruido gaussiano y estacionario,  $\mathbf{w}_{ideal} = \mathbf{K}_g^{-1} \cdot \mathbf{s}$ , y el índice de detectabilidad viene dado por:

$$(d'_{ideal})^2 = SNR^2 = \mathbf{s}^t \cdot \mathbf{K}_g^{-1} \cdot \mathbf{s} = \iint \frac{|S(u,v)|^2}{NPS(u,v)} \cdot du \cdot dv \quad (20)$$

Representa la mejor respuesta alcanzable en una tarea determinada [Metz y col. 1995, ICRU 1996]. El observador ideal no tiene en cuenta cómo se visualiza la imagen ni las características visuales del observador humano, sólo la señal y el sistema de imagen. A menudo se utiliza para investigar cuál es la máxima *SNR* que se puede conseguir con un detector particular. Con este fin se han desarrollado programas informáticos que calculan la *SNR* en distintas zonas de la imagen y eligen como visible la que presenta un valor mayor (por ejemplo, CDCOM [Visser y Karssemeijer 2004] para el análisis del maniquí CDMAM de mamografía, descargable desde <http://www.euref.org>). Sus resultados pueden ser adecuados para controles de constancia pero proporcionan una respuesta significativamente mejor que la de los observadores humanos.

La respuesta de un observador humano puede evaluarse comparando su *SNR* con la del observador ideal. Se suele definir la eficiencia del observador como:

$$\eta = \left( \frac{d'_{observador}}{d'_{ideal}} \right)^2 \quad (21)$$

Para tareas *SKE/BKE* en ruido no correlacionado,  $\eta \sim 30\text{-}50\%$ .

2. Observador cuasi ideal (*NPW*, *NonPreWhitening*). La plantilla del observador se define como  $\mathbf{w}_{NPW} = \mathbf{s}$ , pero lo habitual es que se incluya también la respuesta del sistema visual humano (modelo *NPWE*, *E: Eye filter*), en cuyo caso  $\mathbf{w}_{NPW} = \mathbf{E} \cdot \mathbf{s}$ , siendo  $\mathbf{E}$  el vector que representa el filtro debido al sistema visual humano. No es capaz de compensar el ruido. Se reduce al observador ideal en el caso *SKE/BKE* inmerso en ruido blanco.

El índice de detectabilidad para el caso *SKE* con ruido gaussiano y estacionario se calcula como:

$$d'_{NPWE} = SNR = \frac{S_s}{\sqrt{N_s^2 + N_{int}^2}} \quad (22)$$

donde el numerador representa la señal percibida después de haber sido filtrada por el sistema, el ojo del observador y el monitor de visualización, y el denominador es el ruido total percibido debido al ruido del sistema y al ruido interno del observador que se supone constante e independiente del sistema [Ishida y col. 1984].

El contraste umbral,  $C_{u'}$ , necesario para detectar el objeto es:

$$C_u = SNR_u \cdot \frac{A}{\sqrt{\Phi}} \cdot \frac{\sqrt{F_2 + N_{int} \cdot \Phi \cdot F_1/A^2}}{F_1} \quad (23)$$

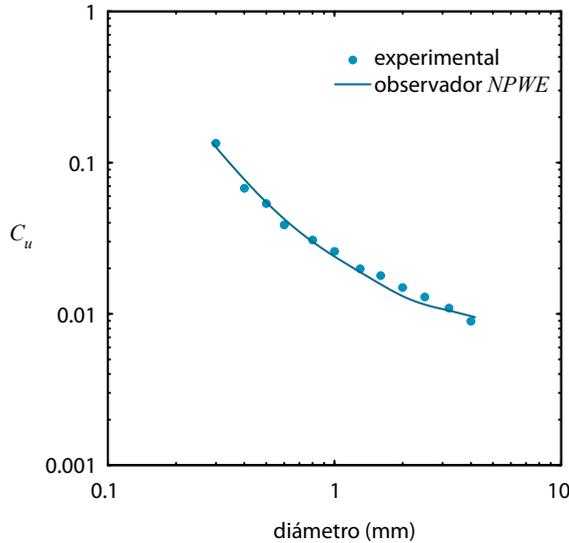
donde  $SNR_u$  es la  $SNR$  necesaria para superar el umbral de detección,  $A$  es la señal media,  $\Phi$  es la fluencia de rayos X que incide sobre el detector y

$$F_1 = 2\pi \int_0^{f_N} |S(\rho) \cdot MTF(\rho) \cdot CSF(\rho) \cdot H(\rho)|^2 \cdot \rho \cdot d\rho \quad (24)$$

$$F_2 = 2\pi \int_0^{f_N} (|S(\rho) \cdot MTF^2(\rho) \cdot CSF^2(\rho) \cdot H^2(\rho)|^2 / DQE(\rho)) \cdot \rho \cdot d\rho \quad (25)$$

Se ha supuesto simetría radial para todas las funciones.  $\rho$  es la frecuencia espacial radial,  $S(\rho)$  la transformada de Fourier del objeto,  $MTF(\rho)$  y  $DQE(\rho)$  las funciones de transferencia de modulación y eficiencia cuántica de detección del sistema,  $f_N$  su frecuencia Nyquist,  $CSF(\rho)$  la función de sensibilidad al contraste del sistema visual humano y  $H(\rho)$  la  $MTF$  del monitor [Aufrichtig y Xue 2000]. Si la imagen se visualiza en el monitor con algún zoom, todas las cantidades deben escalarse adecuadamente.

No existe un consenso sobre la  $CSF$  que se debe implementar. En general, es una función pasa-banda con un máximo alrededor de 3-4 ciclos/grado pero sus valores concretos dependen de una gran cantidad de parámetros. La  $CSF$  de Kelly (1977) proporciona una buena correspondencia en la forma de las curvas  $TCDD$  con los datos experimentales [Aufrichtig y Xue 2000, Borasi y col. 2006]. Sin embargo, aunque se asume isotropía, la  $CSF$  muestra una menor sensibilidad ante estímulos orientados a 45° [Artigas y col. 1995].



**Figura 15.** Curvas *TCDD* para el detector Philips DigitalDiagnost. Calidad RQA5, kerma  $\sim 3 \mu\text{Gy}$ . Maniquí CDRAD. Promedio de 3 imágenes y 3 observadores.

En la figura 15 se compara la curva *TCDD* medida para el detector de panel plano indirecto con la predicha por la ecuación 23 a partir de los parámetros físicos medidos (figuras 2 y 8). Puede observarse una buena coincidencia. Curvas para otros detectores digitales pueden encontrarse en Aufrichtig y Xue (2000) y en Borasi y col. (2006).  $SNR_{u'}$ , en general, varía entre 3 y 7. Sin embargo, las eficiencias varían ampliamente en función de las condiciones experimentales. Si se escogen condiciones de visualización con alta luminancia la contribución del ruido interno se puede despreciar.

La ecuación 23 puede ayudar a establecer las tolerancias de las medidas físicas en términos de variaciones en las curvas *TCDD* con las que estamos más familiarizados. Una vez calculados los  $SNR_u$  y  $N_{int}$  que mejor ajustan la curva para un detector y unas condiciones experimentales particulares, alteraciones de las funciones físicas del sistema encontradas en el control de constancia del equipo pueden reflejarse inmediatamente en las curvas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.

3. Observador Fisher-Hotelling. Es un modelo más general. La plantilla del observador viene dada por  $w_{Hot} = (\mathbf{K}_g + \mathbf{K}_{int})^{-1} \cdot \mathbf{s}$  y el índice de detectabilidad por:

$$d'_{Hot} = \sqrt{\mathbf{s}^t \cdot (\mathbf{K}_g + \mathbf{K}_{int})^{-1} \cdot \mathbf{s}} \quad (26)$$

La ventaja del modelo Fisher-Hotelling es que es válido aunque el ruido no sea estacionario. Sin embargo, en la práctica es difícil de implementar debido al gran número de imágenes que se necesitan para obtener una estimación de  $\mathbf{K}_g$  con confianza suficiente para que pueda invertirse. El número de muestras necesario para determinar la matriz de covarianza varía entre 10 y 100 veces el tamaño de la imagen [Eckstein y col. 2000, Burgess y col. 2001]. Por tanto, para una imagen de tan sólo 64 x 64 píxeles se necesitan más de 40000 imágenes.

Para evitar este problema algunos autores han propuesto modelizar el observador mediante una serie de canales en el espacio de frecuencias espaciales (por eso se conoce también como modelo de canales, channelized Hotelling observer) por analogía con los modelos que describen el sistema visual humano. El observador no actúa directamente sobre los píxeles sino sobre la salida de cada canal:

$$\eta_j = \mathbf{v}_j^t \cdot \mathbf{g} \quad (27)$$

donde  $\eta_j$  es un escalar que representa la respuesta del canal  $j$  a la imagen  $\mathbf{g}$  y  $\mathbf{v}_j$  es el vector de pesos del canal  $j$ .

La variable de decisión,  $x$ , es el resultado de filtrar la señal por cada canal y sumar posteriormente todas las salidas:

$$x = \sum_j c_j \cdot \eta_j = [\mathbf{V} \cdot \mathbf{c}]^t \cdot \mathbf{g} \quad (28)$$

donde  $\mathbf{c}$  es un vector que contiene los pesos  $c_j$  aplicados a las respuestas de cada canal  $j$  y  $\mathbf{V}$  es una matriz cuyas columnas son los vectores  $\mathbf{v}_j$ .

En la literatura existen diferentes implementaciones con diferentes nombres dependiendo de los pesos aplicados a cada canal y de la forma de combinarlos. Habitualmente son suficientes entre 6 a 8 canales para obtener una buena correlación con los datos experimentales. Chawla y col. (2007), en un estudio reciente en el que analizan el efecto de la reducción de dosis en la detección de lesiones en mamografía digital, utilizan hasta 56 canales para caracterizar al observador.

En general, el observador Fisher-Hotelling proporciona una  $SNR$  intermedia entre la del observador ideal y la del observador  $NPWE$ . Sin embargo conviene resaltar que todavía no está demostrado que una única elección de parámetros permita ajustar simultáneamente todos los datos obtenidos con observadores humanos.

## 5. Conclusiones

Los detectores digitales de imagen presentan la ventaja de un amplio rango dinámico que permite, con un procesamiento posterior, compensar y rescatar imágenes tomadas con técnicas inadecuadas. Esta constatación diaria puede inducirnos a pensar que los problemas de calidad de imagen pueden ser corregidos con sólo cambiar los valores de los parámetros de procesamiento.

Sin embargo, los equipos digitales no son inmunes a problemas en su funcionamiento que pueden degradar la calidad de imagen. De hecho, la adquisición de imágenes y su posterior procesamiento utilizan rutinas tan complejas y con tantos parámetros modificables, que fácilmente puede enmascarse una degradación paulatina de la calidad de imagen sin que se detecte por una simple inspección de las imágenes clínicas. Por lo tanto, los programas de control de calidad de estos equipos deben implementar mediciones que garanticen una adecuada calidad de la imagen tanto en el momento de su adquisición como en su uso diario.

Disponemos tanto de métricas físicas como psicofísicas.

Parámetros físicos básicos del equipo como su *MTF*, *NNPS* y *DQE* pueden medirse de modo rutinario si se dispone de la instrumentación y software adecuados, gracias a que la imagen se encuentra en formato digital. Sin embargo, el análisis está limitado a los datos en bruto y no considera el efecto de posibles procesados no lineales ni su visualización. Tampoco existen en la actualidad valores de referencia ni tolerancias establecidas.

Aunque a menudo preferimos el uso de estas métricas objetivas, no hay que olvidar que estamos evaluando las capacidades diagnósticas de un sistema que consta de un detector de imagen y de un observador que informa dicha imagen, y que el primero es sólo una parte del sistema completo. La interpretación de cómo las posibles variaciones de las funciones físicas afectan a la percepción y capacidad diagnóstica del radiólogo introduce subjetividad porque los mecanismos de decisión del observador humano todavía no se conocen adecuadamente.

Las medidas psicofísicas, por su parte, incluyen de forma intrínseca los mecanismos de respuesta del observador. Se han venido utilizando tradicionalmente para comparar las capacidades diagnósticas de distintas modalidades de imagen y para un seguimiento de la calidad de imagen mediante el uso de maniqués apropiados. Los análisis *ROC* y *VGA* aprovechan su potencia cuando se emplean imágenes clínicas mientras que los métodos *MAFC* se usan con imágenes generadas/modificadas por ordenador o de maniqués geométricos en las que se conoce exactamente qué imagen contiene el objeto prueba y en qué posición está. Estos experimentos han demostrado su utilidad para com-

prender los mecanismos perceptuales que intervienen en el reconocimiento, sus interacciones y correlaciones, al menos en tareas simples. Sin embargo, consumen mucho tiempo si se quiere precisiones similares a las de las medidas físicas. Además, son necesarios varios observadores para generalizar los resultados. De ahí que en la práctica, en controles de constancia de la calidad de imagen, sólo sirvan para detectar grandes variaciones.

Como alternativa a los estudios con observadores humanos se han propuesto distintos modelos teóricos de observador. Los observadores teóricos son capaces de analizar mayor cantidad de imágenes en menos tiempo y con menos recursos en comparación con los observadores humanos. En general, los modelos que incluyen las características del sistema visual humano además de las del propio detector de imagen, predicen mejor la respuesta de un observador humano. Para tareas simples SKE/BKE se encuentra una buena coincidencia entre los resultados teóricos y las mediciones psicofísicas. De nuevo, un software adecuado que incorpore uno de estos modelos de observador permitiría analizar las imágenes de los maniqués geométricos de control de calidad de forma rápida y reproducible, eliminando subjetividades. Igualmente, a partir de las métricas físicas pueden deducirse las curvas esperadas de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle para un observador ideal. Ambos enfoques facilitan el seguimiento de la calidad de imagen del sistema.

Finalmente, no hay que olvidar que los detectores digitales se acomodan a un amplio rango de exposición por lo que no es posible un análisis de la calidad de imagen separado de la dosis al paciente. La optimización del binomio calidad/dosis debe basarse en un criterio de suficiencia diagnóstica y no de fidelidad de la imagen.

## 6. Referencias

- [1] ABBEY, C.K., BOCHUD, F.O. (2000). Modeling visual detection tasks in correlated image noise with linear model observers. En *Handbook of Medical Imaging, Vol 1: Medical Physics and Psychophysics*, Beutel J., Kundel H., van Metter R. ed., SPIE: 629-654.
- [2] ALBERT, M., MAIDMENT, A.D.A. (2000) Linear response theory for detectors consisting of discrete arrays. *Med Phys*, 27: 2417-2434.
- [3] ALBERT, M., BEIDECK, D.J., BAKIC, P.R., MAIDMENT, A.D.A. (2002). Aliasing effects in digital images of line-pair phantoms. *Med Phys*; 29: 1716-1718.
- [4] ALMÉN, A., TINGBERG, A., MATTSSON, S., BESJAKOV, J., KHEDDACHE, S., LANHEDE, B., MÅNSSON, L.G., ZANKL, M. (2000) The influence of different technique factors on image quality of lumbar spine radiographs as evaluated by established CEC image criteria. *Br J Radiol*; 73: 1192-1199.
- [5] ARTIGAS, J.M., CAPILLA, P., FELIPE, A., PUJOL, J. (1995). Óptica fisiológica. Psicofísica de la visión. Interamericana McGraw-Hill ed.
- [6] AUFRICTIG, R. (1999). Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and a screen-film based imaging system for thoracic radiography. *Med Phys*, 26: 1349-1358.
- [7] AUFRICTIG, R., XUE, P. (2000). Dose efficiency and low-contrast detectability of an amorphous silicon x-ray detector for digital radiography. *Phys Med Biol*. 45: 2653-2669.
- [8] BAYDUSH, A.H., GHEM, W.C., FLOYD, C.E. (2000). Anthropomorphic versus geometric chest phantoms: A comparison of scatter properties. *Med Phys*. 27: 894-897.
- [9] BÅTH, M., HÅKANSSON, M., MÅNSSON, L.G. (2003). Determination of the two-dimensional detective quantum efficiency of a computed radiography system. *Med Phys*. 30: 3172-3182.
- [10] BORASI, G., NITROSI, A., FERRARI, P., TASSONI, D. (2003). On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography. *Med Phys*. 30: 1719-1731.
- [11] BORASI, G., SAMEI, E., BERTOLINI, M., NITROSI, A., TASSONI, D. (2006). Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. *Med Phys*. 33: 1707-1719.
- [12] BÖRJESSON, S., HÅKANSSON, M., BÅTH, M., KHEDDACHE, S., SVENSSON, S., TINGBERG, A., GRAHN, A., RUSCHIN, M., HEMDAL, B., MATTSON, S., MÅNSSON, L.G.A. (2005). Software tool for increased efficiency in observer performance studies in radiology. *Radiat Prot Dosim*, 114: 45-52.

- [13] BUADES, M. J., GONZÁLEZ, A., TOBARRA, B. (2006). Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital. *Rev Fis Med*, 7: 57-67.
- [14] BUHR, E., GÜNTHER-KOHFAHL, S., NEITZEL, U. (2003). Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med Phys*, 30: 2323-2331.
- [15] BUNCH, P.C., HUFF, K.E., VAN METTER, R. (1987). Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination. *J Opt Soc Am*, 4: 902-909.
- [16] BURGESS, A.E. (1995). Comparison of receiver operating characteristic and forced choice observer performance measurement methods. *Med Phys*, 22: 643-655.
- [17] BURGESS, A.E., JACOBSON F.L., JUDY P.F. (2001). Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise. *Med Phys*, 28: 419-437.
- [18] CARTON, A.-K., VANDENBROUCKE D., STRUYE L., MAIDMENT A.D.A., KAO Y.-H., ALBERT M., BOSMANS H., MARCHAL G. (2005). Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med Phys*. 32: 1684-1695.
- [19] CHAKRABORTY, D.P., BREATNACH, E. S., YESTER, M.V., SOTO, B., BARNES, G.T., FRASER R.G. (1986). Digital and conventional chest imaging: A modified ROC study of observer performance using simulated nodules. *Radiology*, 158: 35-39.
- [20] CHAKRABORTY, D. P. (1989) Maximum likelihood analysis of free-response receiver operating characteristic (FROC) data. *Med Phys*, 16: 561-568.
- [21] CHAKRABORTY, D.P., WINTER, L.H.L. (1990). Free-response methodology: Alternate analysis and a new observer-performance experiment. *Radiology*, 174: 873-881.
- [22] CHAWLA, A.S., SAMEI, E., SAUNDERS, R., ABBEY C., DELONG, D. (2007). Effect of dose reduction on the detection of mammographic lesions: A mathematical observer model analysis. *Med Phys*, 34: 3385-3398.
- [23] CHOTAS, H.G., FLOYD, C. E., JOHNSON, G.A., RAVIN, C.E. (1997). Quality control phantom for digital chest radiography. *Radiology*, 202: 111-116.
- [24] COMISIÓN ELECTROTÉCNICA INTERNACIONAL (1994). Equipos electromédicos. Características de los intensificadores de imagen electro-ópticos de rayos X. Parte 5: Determinación de la eficiencia cuántica de detección. CEI 61262-5, .

- [25] COMISIÓN ELECTROTÉCNICA INTERNACIONAL (2003). Equipos electromédicos. Características de los dispositivos digitales de imágenes de rayos X. Parte 1: Determinación de la eficiencia cuántica de detección. CEI 62220-1.
- [26] COMISIÓN ELECTROTÉCNICA INTERNACIONAL (2007). Equipos electromédicos. Características de los dispositivos digitales de imágenes de rayos X. Parte 1-2: Determinación de la eficiencia cuántica de detección – Detectores usados en mamografía. CEI 62220-1-2.
- [27] COMISIÓN EUROPEA (1996). Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en radiodiagnóstico. EUR-16260, .
- [28] COOK, L.T., INSANA, M.F., MCFADDEN, M.A., HALL, T.J., COX, G.G. (1994). Comparison of the low-contrast detectability of a screen-film system and third generation computed radiography. *Med Phys*, 21: 691-695.
- [29] DOBBINS III, J.T. 8 (1995a) Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Med Phys*, 22: 171-181.
- [30] DOBBINS III, J.T., ERGUN, D.L., RUTZ, L., HINSHAW, D.A., BLUME, H., CLARK D.C. (1995b). DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys*, 22: 1581-1593.
- [31] DOBBINS III, J.T., SAMEI, E., RANGER, N.T., CHEN, Y. (2006). Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys*, 33: 1466-1475.
- [32] ECKSTEIN, M.P., WHITING, J.S. (1998). Why do anatomical backgrounds reduce detectability?. *Invest Radiol*, 33: 203-208.
- [33] ECKSTEIN, M.P., ABBEY, C.K., BOCHUD, F.O. (2000). A practical guide to model observers for visual detection in synthetic and natural noisy images. En *Handbook of Medical Imaging, Vol 1: Medical Physics and Psychophysics*, Beutel J., Kundel H., van Metter R. ed., SPIE, 593-628.
- [34] FETTERLY, K.A., HANGIANDREOU, N.J. (2001). Effects of x-ray spectra on the DQE of a computed radiography system. *Med Phys*, 28: 241-249.
- [35] FETTERLY, K.A., SCHUELER, B.A. (2006). Performance evaluation of a computed radiography imaging device using a typical “front side” and novel “dual side” readout storage phosphors. *Med Phys*, 33: 290-296.
- [36] FLOYD, C.E., CHOTAS, H.G., DOBBINS III, J.T., RAVIN, C.E. (1990). Quantitative radiographic imaging using a photostimulable phosphor system. *Med Phys*, 17: 454-459.

- [37] FLYNN, M.J., SAMEI, E. (1999). Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. *Med Phys* 26: 1612-1623.
- [38] FRIEDMAN, S.N., CUNNINGHAM, I.A. (1999) Normalization of the modulation transfer function: The open-field approach. *Med Phys*, 2008; 35: 4443-4449.
- [39] FUJITA, H., TSAI, D.-Y., ITOH, T., DOI, K., MORISHITA, J., UEDA, K., OHTSUKA, A. (1992). A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imag*, 11: 34-39.
- [40] GAGNE, R.M., BOSWELL, J.S., MYERS, K.J. (1992) Signal detectability in digital radiography: Spatial domain figures of merit. *Med Phys*, 2003; 30: 2180-2193.
- [41] GIGER, M.L., DOI, K. (1985). Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 3. Effect of pixel size on SNR and threshold contrast. *Med Phys*, 12: 201-208.
- [42] GRAHM, A., HEMDAL, B., ANDERSSON, I., RUSCHIN, M., THILANDER-KLANG, A., BÖRJESSON, S., TINGBERG, A., MATTSSON, S., HÅKANSSON, M., BÅTH, M., MÅNSSON, L.G., MEDIN, J., WANNINGER, F., PANZER, W. (2005). Clinical evaluation of a new set of image quality criteria for mammography. *Radiat Prot Dosim*, 114: 389-94.
- [43] GURVICH, V.A. (2000). Statistical approach for image quality evaluation in daily medical practice. *Med Phys*, 27: 94-100.
- [44] HAJDOK, G., BATTISTA, J.J., CUNNINGHAM, I.A. (2008). Fundamental x-ray interaction limits in diagnostic imaging detectors: Spatial resolution. *Med Phys*, 35: 3180-3193.
- [45] HANLEY, J.A., MCNEIL, B.J. (1982). The meaning and use of the area under a Receiver Operating Characteristic (ROC) curve. *Radiology*, 143: 29-36.
- [46] HAY, G.A., CLARKE, O.F., COLEMAN, N.J., COWEN, A.R. (1985). A set of x-ray test objects for quality control in television fluoroscopy. *Br J Radiol*, 58: 335-344.
- [47] HENDRICK, R.E. (1992). Inconsistencies in mammographic phantoms used for ACR accreditation. *Radiology*; 183: 581-583.
- [48] HERRMANN, C., BUHR, E., HOESCHEN, D., FAN, S.-Y. (1993). Comparison of ROC and AFC methods in a visual detection task. *Med Phys*, 20: 805-811.
- [49] HILLEN, W., SCHIEBEL, U., ZAENGEL, T. (1987). Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Med Phys*, 14: 744-751.

- [50] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (1986). Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems. *ICRU Report 41*.
- [51] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (1996). Medical imaging – the assessment of image quality. *ICRU Report 54*.
- [52] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (2003). Image quality in chest radiography. *ICRU Report 70*.
- [53] ISHIDA, M., DOI, K., LOO, L.-N., METZ, C.E., LEHR, J.L. (1984). Digital image processing: Effect on detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. *Radiology*; 150: 569-575.
- [54] KELLY, K.D.H. (1977). Visual contrast sensitivity. *Opt. Acta*, 24: 107-129.
- [55] LAI, C.-J., SHAW, C.C., WHITMAN, G.J., JOHNSTON, D.A., YANG, W.T., SELINKO, V., ARRIBAS, E., DOGAN, B., KAPPADATH, S.C. (2005). Visibility of simulated microcalcifications – A hardcopy-based comparison of three mammographic systems. *Med Phys*, 32: 182-194.
- [56] LANHEDE, B., BÅTH, M., KHEDDACHE, S., SUNDP, BJÖRNELD, L., WIDELL, M., ALMÉN, A., BESJAKOV, J., MATTSON, S., TINGBERG, A., HERRMANN, C., PANZER, W., ZANKL, M., MÅNSSON, L.G. (2002). The influence of different technique factors on image quality of chest radiographs as evaluated by modified CEC image quality criteria. *Br J Radiol*, 75: 38-49.
- [57] LAUNDERS, J.H., KENGYELICS, S.M., COWEN, A.R. (1998). A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium based digital x-ray imaging system for thorax radiography. *Med Phys*, 25: 986-997.
- [58] LAWINSKI, C., MACKENZIE, A., COLE, H., BLAKE, P., HONEY, I. DIGITAL DETECTORS FOR GENERAL RADIOGRAPHY. A COMPARATIVE TECHNICAL REPORT. KCARE. REPORT 05078. NHS, PURCHASING AND SUPPLY AGENCY, CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING (Reino Unido), <http://www.pasa.nhs.uk/cep>, octubre 2005.
- [59] LIAPARINOS, P.F., KANDARAKIS, I.S., (2009). The Monte Carlo evaluation of noise and resolution properties of granular phosphor screens. *Phys Med Biol*, 54: 859-874.
- [60] MACKENZIE, A., HONEY, I.D., (2007). Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Med Phys*, 34: 3345-3357.

- [61] MANNINEN, H., TERHO, E.O., WILJASALO, M., WILJASALO, S., SOINAKALLIO S. (1984). An evaluation of different imaging chains in clinical chest radiography. *Br J Radiol*, 57: 991-995.
- [62] MARSHALL, N.W. (2006a). A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system. *Phys Med Biol*, 51: 2441-2463.
- [63] MARSHALL, N.W. (2006b). Retrospective analysis of a detector fault for a full field digital mammography system. *Phys Med Biol*, 51: 5655-5673.
- [64] MARSHALL, N.W. (2007). Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Phys Med Biol*, 52: 5545-5568.
- [65] METZ, C.E., WAGNER, R.F., DOI, K., BROWN, D.G. NISHIKAWA, R.M. MYERS, K.J. (1995). Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Med Phys*, 22: 1057-1061.
- [66] MIRÓ, S.P.M., LEUNG, A.N., RUBIN, G.D., CHOI, Y.H., KEE, S.T., MINDELZUN, R.E., STARK, P., WEXLER, L., PLEVITIS, S.K., BETTS, B.J. (2001). Digital storage phosphor chest radiography: An ROC study of the effect of 2k versus 4k matrix size on observer performance. *Radiology*, 218: 527- 532
- [67] MONNIN, P., HOLZER, Z., WOLF, R., NEITZEL, U., VOCK, P., GUDINCHET, F., VERDUN, F.R. (2006). An image quality comparison of standard and dual-side read CR systems for pediatric radiology. *Med Phys*, 33: 411-420.
- [68] MONNIN, P., GUTIERREZ, D., BULLING, S., GUNTERN, D., VERDUN, F.R. (2007). A comparison of the performance of digital mammography systems. *Med Phys*, 34: 906-914.
- [69] MOY, J.P. (2000). Signal-to noise ratio and spatial resolution in x-ray electronic imagers: Is the MTF a relevant parameter?. *Med Phys*, 27: 86-93.
- [70] MYERS, K.J. (2000). Ideal observer models of visual signal detection. En *Handbook of Medical Imaging, Vol 1: Medical Physics and Psychophysics*, Beutel J., Kundel H., van Metter R. ed., SPIE: 559-592.
- [71] NEITZEL, U., GÜNTHER-KOHFAHL, S., BORASI, G., SAMEI, E. (2004a). Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *Med Phys*, 31: 2205-2211.
- [72] NEITZEL, U., BUHR, E., HILGERS, G., GRANFORS, P.R. (2004b). Determination of the modulation transfer function using the edge method: Influence of scattered radiation. *Med Phys*, 31: 3485-3491.

- [73] NIKLASON, L.T., CHAN, H.-P., CASCADE, P.N., CHANG, C.L., CHEE, P.W., MATHEW,S J.F. (1993). Portable chest imaging: Comparison of storage phosphor digital, asymmetric screen-film, and conventional screen-film systems. *Radiology*, 186: 387-393.
- [74] OHARA, K., DOI, K., METZ, C.E., GIGER, M.L. (1989). Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 13. Effect of simple structured noise on detectability of simulated stenotic lesions. *Med Phys*, 16: 14-21.
- [75] PADGETT, R., KOTRE, C.J. (2005). Development and application of programs to measure modulation transfer function, noise power spectrum and detective quantum efficiency. *Radiat Prot Dosim*, 117: 283-287.
- [76] PÄRTAN, G., PARTIK, B., MAYRHOFER, R., PICHLER, L., URBAN, M., GINDL, K., HRUB, Y.W. (2000). Feasibility of 0.3 mm Cu additional beam filtration for digital gastrointestinal fluororadiography. *Radiat Prot Dosim*, 90: 217-220.
- [77] PINEDA, A.R., BARRETT, H.H. (2004). Figures of merit for detectors in digital radiography. I. Flat background and deterministic blurring. *Med Phys*, 31: 348-358.
- [78] RANGER, N.T., SAMEI, E., DOBBINS III, J.T., RAVIN, C.E. (2007). Assessment of detective quantum efficiency: Intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods. *Radiology*, 243: 785-795.
- [79] RONG, X.J., SHAW, C.C., LIU, X., LEMACKS, M.R., THOMPSON, S.K. (2001). Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems – A contrast-detail phantom study. *Med Phys*, 28: 2328-2335.
- [80] ROSE, A. (1948). The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J Opt Soc Am*, 38: 196-208.
- [81] ROSSMANN, K. (1969). Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. *Radiology*, 93: 257-272.
- [82] ROWLANDS, J.A. (2002). The physics of computed radiography. *Phys Med Biol*, 47, R123-R166.
- [83] RUSCHIN, M., TIMBERG, P., BÅTH, M., HEMDAL, B., SVAHN, T., SAUNDERS, R.S., SAMEI, E., ANDERSSON, I., MATTSSON, S., CHAKRABORTY, D.P., TINGBERG, A. (2007). Dose dependence of mass and microcalcification detection in digital mammography: Free response human observer studies. *Med Phys*, 34: 400-407.

- [84] SAMEI, E., FLYNN, M.J., REIMANN, D.A. (1998) A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys*, 25: 102-113.
- [85] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (2003). An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys*, 30: 608-622.
- [86] SAMEI, E., HILL, J.G., FREY, G.D., SOUTHGATE, W.M., MAH, E., DELONG, D. (2003). Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med Phys*, 30: 601-607.
- [87] SAMEI, E., BUHR, E., GRANFORS, P., VANDENBROUCKE, D., WANG, X. (2005). Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems. *Phys Med Biol*, 50: 3613-3625.
- [88] SAMEI, E., RANGER, N.T., DOBBINS III, J.T., CHEN, Y. (2006). Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med Phys*, 33: 1454-1465.
- [89] SAMEI, E., RANGER, N.T., MACKENZIE, A., HONEY, I.D., DOBBINS III, J.T., RAVIN, C.E. (2009). Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology. *Med Phys*, 36: 3806-3817.
- [90] SANDBORG, M., TINGBERG, A., DANCE, D.R., LANHEDE, B., ALMÉN, A., MCVEY, G., SUND, P., KHEDDACHE, S., BESJAKOV, J., MATTSSON, S., MÅNSSON, L.G., CARLSSON, G.A. (2001). Demonstration of correlations between clinical and physical image quality measures in chest and lumbar spine screen-film radiography. *Br J Radiol*, 74: 520-528.
- [91] SANDOR, T., SWENSSON, R.G. (1978). Evaluation of observer performance in detecting blood vessels on simulated angiographic images. *Med Phys*, 5: 380-386.
- [92] SANDRIK, J.M., WAGNER, R.F. (1982). Absolute measures of physical image quality: Measurement and application to radiographic magnification. *Med Phys*, 9: 540-549.
- [93] SAUNDERS, R.S., BAKER, J.A., DELONG, D.M., SAMEI, E. (2007). Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance. *Med Phys*, 34: 3971-3981.
- [94] SEGUI, J.A., ZHAO, W. (2006). Amorphous selenium flat panel detectors for digital mammography: Validation of a NPWE model observer with CDMAM observer performance experiments. *Med Phys*, 33: 3711-3722.

- [95] SKAANE, P., BALLEYGUIER, C., DIEKMANN, F., DIEKMANN, S., PIGUET, J.-C., YOUNG, K., NIKLASON, L.T. (2005). Breast lesion detection and classification: Comparison of screen-film mammography and full-field digital mammography with soft-copy reading – Observer performance study. *Radiology*, 237: 37-44.
- [96] SWENSSON, R.G. (1996). Unified measurement of observer performance in detecting and localizing target objects on images. *Med Phys*, 23: 1709-1725.
- [97] TAPIOVAARA, M.J. (1993). SNR and noise measurements for medical imaging: II. Application to fluoroscopic x-ray equipment. *Phys Med Biol*. 38: 1761-1788.
- [98] THIJSSSEN, M.A.O., BIJKERK, K.R., VAN DER BURGHT, R.J.M. (1998). Manual contrast-detail phantom CDRAD type 2.0: Project quality assurance in radiology. Department of Radiology, University Medical Center Nijmegen, Nijmegen (Países Bajos).
- [99] TINGBERG, A. (2000). Quantifying the quality of medical x-ray images. An evaluation based on normal anatomy for lumbar spine and chest radiography. Tesis doctoral. Department of Radiation Physics, Lund University, Malmö (Suecia).
- [100] UFFMANN, M., NEITZEL, U., PROKOP, M., KABALAN, N., WEBER, M., HEROLD, C.J., SCHAEFER-PROKOP, C. (2005). Flat-panel-detector chest radiography: Effect of tube voltage on image quality. *Radiology*, 235: 642-650.
- [101] VISSER, R., KARSSEMEIJER, N. (2004). CDCOM manual: Software for automated readout of CDMAM 3.4 images. Department of Radiology, University Medical Centre Nijmegen, Nijmegen (Países Bajos), <http://www.euref.org>.
- [102] WICHMANN, F.A., HILL, N.J. (2001). The psychometric function: I. Fitting, sampling, and goodness of fit. *Perception & Psychophysics*, 63: 1293-1313.
- [103] WILLIAMS, M.B., MANGIAFICO, P.A. Y SIMONI, P.U. (1999). Noise power spectra of images from digital mammography detectors, *Med Phys*, 26: 1279-1293.

# **Tema 3:** Procesado de la imagen digital

**Ricardo Torres Cabrera,  
Cristina González Ruiz  
y Anna Coll Pujol**



# Procesado de la imagen digital

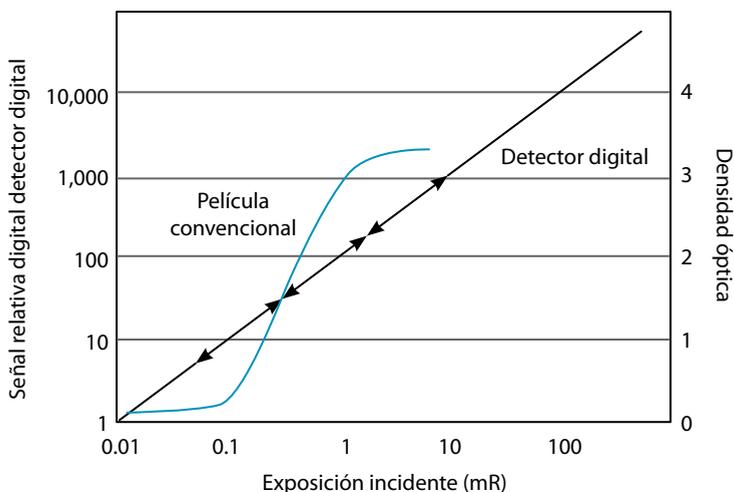
*Ricardo Torres Cabrera, Cristina González Ruiz y Anna Coll Pujol  
Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid*

## 1. Introducción

Entre las muchas diferencias que hay entre los sistemas de adquisición de imagen analógicos (combinación película-pantalla) y los digitales, cabe destacar la separación real de los procesos de captura de imagen y visualización que se da en estos últimos. En un sistema convencional o analógico, la película radiográfica actúa como detector de la radiación, adquiriendo la imagen y, simultáneamente, es el dispositivo empleado para la visualización de la misma. Por lo tanto, las funciones de adquisición y visualización de la imagen, así como las de transporte y archivo, se hallan concentradas en un único soporte, la película radiográfica. Esta conjunción de funciones en un único dispositivo impide la optimización independiente de cada una de ellas.

El diseño de la curva sensitométrica de la película (sigmoidea, tal y como puede verse en la figura 1) determina simultáneamente el intervalo válido de exposición en la adquisición, así como el contraste y el rango dinámico visualizados. Por ello en estos sistemas, en el proceso de diseño y fabricación se puede potenciar la latitud de adquisición o un alto contraste de visualización, pero no ambos a la vez. Esta imposibilidad lleva a un compromiso en las características de diseño de la película.

Este inconveniente de los sistemas analógicos se evita con los sistemas digitales en los que sí existe una separación entre los elementos encargados de la adquisición de datos, los dedicados a su almacenamiento y transporte y aquellos dispositivos cuya misión es la presentación y visualización de las imágenes. Esta autonomía permite optimizar el funcionamiento de cada elemento para la función a la que se destina de forma independiente, lo que constituye una ventaja muy significativa respecto a la radiografía convencional.



**Figura 1.** Curva característica de un sistema de película-pantalla y de un detector digital

Por una parte los sistemas de detección permiten adquirir la información en un intervalo muy amplio de exposiciones, presentando además una respuesta lineal a la radiación en dicho intervalo (véase de nuevo la figura 1). El hecho de que presenten una gran latitud conlleva, en la práctica, una reducción casi total de repetición de imágenes por técnica incorrecta, subexposición o saturación.

De esta figura se deduce además que es necesario realizar una serie de transformaciones en las lecturas de los píxeles, antes de realizar una asignación definitiva del nivel en la escala de gris, de manera que la imagen final modificada tenga un contraste adecuado y permita una visualización correcta de las diferentes zonas anatómicas: partes blandas, hueso, etc.

Se denomina **procesado de la imagen** a esta serie de transformaciones que se realizan desde la recepción de la señal en el detector, proporcional a la exposición en cada píxel (imagen sin procesar, o *raw* en inglés), hasta la obtención de la imagen adecuada para el diagnóstico. De esta manera se facilita la visualización de toda la información clínica presente en la imagen. Sin embargo lo que el sistema de procesado no puede conseguir es la detección de detalles que no estuvieran presentes en la imagen sin procesar, por lo que los datos de origen deben ser ya de calidad suficiente.

Dentro del procesado se pueden distinguir distintas fases que normalmente se aplican sucesivamente:

- Preprocesado
- Segmentación

- Mejora de la imagen (procesado propiamente dicho)
- Transformación en escala de grises

En los siguientes apartados se introducirán estas técnicas, en las que reside buena parte del éxito o del fracaso en la obtención de una buena imagen radiográfica, así como un análisis de las ventajas e inconvenientes que supone el procesado de la imagen. Tal es la importancia de esta acción en la bondad y adecuación de la imagen que, los algoritmos empleados por los fabricantes suelen estar blindados mediante patentes y el acceso a la información es muy limitada en muchos casos.

## 2. Preprocesado

En este apartado se describen las técnicas típicas para **homogeneizar la respuesta del detector** y para **ajustar los datos al histograma de cada imagen**, comprobando la criticidad de estas correcciones en la relación señal-ruido y la eficiencia cuántica de detección.

La finalidad del preprocesado en un detector digital es reducir los errores intrínsecos del sistema ocasionados por falta de uniformidad en la respuesta espacial (variabilidad de la ganancia o fallos de los elementos detectores) disminuyendo así las fuentes de ruido no estocástico o ruido estructural.

Las técnicas de preprocesado son esenciales para tener una eficiencia óptima del detector y configurar los datos de la imagen con precisión cuantitativa suficiente para asegurar su integridad en la manipulación durante el postprocesado. La identificación del intervalo en el que se sitúan los datos útiles del histograma de la imagen permite una digitalización adecuada manteniendo las diferencias de contraste de la señal más sutiles que pueden recoger los detectores dentro del amplio rango de exposición y evita pérdidas de información.

Los algoritmos de preprocesado son específicos del tipo de detector y del fabricante, estando su conocimiento fuera del alcance del usuario. No obstante, éste debe comprender las tareas básicas que desarrolla el preprocesado para poder evaluar su efecto en la imagen, detectar posibles problemas (aparición de artefactos) y conocer las actuaciones necesarias para su corrección.

Aunque se desconocen los detalles de los algoritmos específicos, sí que se puede establecer genéricamente su línea de actuación, que consiste en corregir fallos locales mediante la detección de las variaciones en la respuesta global del detector para un haz incidente uniforme y ajustar, una vez identificada la señal de la imagen, la cuantificación de niveles de grises para una amplia latitud de exposición.

Debido a la existencia de distintos tipos de detectores digitales, hay diferentes algoritmos de preprocesado, cuyo diseño genérico depende del sistema de lectura del detector y del acoplamiento empleado en la conversión.

Son muchas las causas de imperfección que alejan del ideal el comportamiento del detector, pero los algoritmos de preprocesado corrigen la mayoría de estos defectos sin deteriorar la calidad final de la imagen. También los equipos emisores de radiación pueden presentar variaciones de uniformidad (ej. efecto tación) que formarán parte de la imagen y no siempre podrán ser corregidas.

## 2.1. Métodos de preprocesado para compensar la variación del ruido de fondo y del ruido estructural del detector

El diseño de actuación de los algoritmos de preprocesado depende de las características de adquisición y lectura del sistema. Atendiendo a este criterio, los detectores digitales pueden clasificarse en: sistemas de barrido puntual continuo (*CR* leído con haz láser), sistemas de barrido lineal (*CR* nuevos y redes lineales de *CCD*) y sistemas bidimensionales de matriz fija (*CCD*, *CMOS*, *TFT*).

Los modelos genéricos de corrección, asumen una respuesta lineal (o linealizable) del detector respecto a la radiación incidente en todo el intervalo de operación útil (rango dinámico) (Seibert 2003).

### Algoritmos para corrección unidimensional

Estos algoritmos están diseñados para ser aplicados en aquellos detectores cuya lectura de imagen se realiza mediante un barrido puntual o lineal, empleando la traslación mecánica de un dispositivo (guía de luz en *CR* y *CCD*).

En este tipo de detectores, las variaciones de sensibilidad en la dirección de barrido de la zona activa se deben a:

- Mayor eficiencia de recolección luminosa de la guía de luz en la zona central que en la periférica (*CR*).
- Diferencias en la ganancia de los *CCD* asociados a los píxeles en la red lineal, para lo que se elabora un mapa de los píxeles sin lectura, corrigiendo su pérdida de intensidad con la lectura promedio de los elementos adyacentes. Estas variaciones pueden ser considerables y afectarán fundamentalmente en la dirección perpendicular a la de lectura al construir la imagen bidimensional.

Las correcciones son específicas del dispositivo y se establecen a partir de campos uniformes de radiación de intensidad elevada (ruido cuántico mínimo) generando la función inversa de la respuesta normalizada y aplicándola a la ima-

gen original. El mapa de corrección se elabora con las ganancias de intensidad ( $G$ ) en cada posición  $x$  en el eje de barrido  $G(x)$  y promediando  $n$  líneas independientes  $G_n(x)$  para mejorar la estadística de medida. El nivel de radiación de fondo o señal de cero (lectura del detector sin irradiación), también tiene variaciones en distintos puntos a lo largo del eje de barrido  $O(x)$  y se promedia sobre  $m$  líneas independientes  $O_m(x)$  para mejorar la estadística de la medida.

La función de corrección promediada y normalizada se muestra en la expresión:

$$F(x) = \frac{M}{G_n(x) - O_m(x)}$$

siendo  $M$  el valor medio del denominador. Si denominamos  $I_{UC}$  a la imagen original, la imagen corregida ( $I_C$ ) será entonces:

$$I_C(x) = [I_{UC}(x) - O_m(x)] \times F(x)$$

### Algoritmos para corrección bidimensional

La corrección bidimensional de la respuesta no uniforme de los detectores tiene un coste computacional más elevado y se aplica en sistemas digitales estacionarios. Esta corrección se realiza punto a punto.

Excepto para los sistemas *CCD* con acoplamiento de lentes, que requieren además la corrección geométrica de la curvatura para eliminar la distorsión debida a la divergencia óptica de las lentes, el resto de las correcciones se basa en la extensión de los algoritmos unidimensionales y supone un incremento cuadrático de los cálculos. Un detector con gran número de píxeles tiene gran probabilidad de que algunos sean defectuosos, pero se puede realizar la corrección sin perder calidad de imagen o funcionalidad. Los defectos más típicos que se corrigen en el preprocesado son fallos de lectura de columnas, filas o píxeles individuales o variabilidad de ganancia de los subpaneles *TFT* que constituyen el detector.

El esquema genérico de corrección para los sistemas detectores con acoplamiento consiste en (Seibert 1998):

- 1. Calibración.** Elaboración de un mapa para reemplazar la lectura de los píxeles anómalos (individuales, filas o columnas) por el promedio de lectura de los adyacentes. Si éstos también tienen un comportamiento erróneo, la corrección no resulta satisfactoria. Por este motivo el número de píxeles defectuosos está limitado y, puesto que a lo largo de la vida útil del detector los píxeles pueden perder su funcionalidad, se requiere un análisis periódico de elementos defectuosos para evitar que se detecten en las imágenes clínicas.

**2. Elaboración de la matriz bidimensional correctora** ( $x$  filas,  $y$  columnas) a partir de la respuesta del detector a dos tipos de campos, de exposición uniforme, y sin irradiación.

- Se toman  $m$  imágenes de señal de fondo (sin exposición)  $O_m(x,y)$ .
- Se adquieren  $n$  imágenes con exposición al haz de  $RX$  uniforme calculando la ganancia de cada píxel en la imagen obtenida  $G_n(x,y)$  función del  $kV_p$  y de la magnitud de la exposición.
- Se crea la matriz bidimensional denominada de campo plano o *flat field*:

$$FF(x,y) = \frac{M}{G_n(x,y) - O_m(x,y)}$$

siendo  $M$  la lectura media de los píxeles del área central 30-50%, con lo que se normaliza la imagen en el campo digital para todas las posiciones y coordenadas  $(x,y)$  al valor digital medio.

- La imagen corregida para los valores detectados se expresa:

$$I_c(x,y) = [I_{vc}(x,y) - O_m(x,y)] \times FF(x,y)$$

Como en el caso unidimensional, la corrección es la inversa normalizada de los fallos manifiestos en la imagen. El objetivo de la normalización es mantener la intensidad total de la imagen de salida, permitiendo variaciones que corresponden a las características de atenuación de los rayos X de las estructuras anatómicas. Esta imagen corregida no es la final ya que sobre ella se aplicarán algoritmos de postprocesado (realces de contraste).

Las variaciones en las intensidades de fondo o de base (de cero, *offset*) pueden tener dependencia espacial (ruido estructural) que se debe corregir para obtener una mejor calidad de imagen clínica y eficiencia cuántica de detección.

La frecuencia de calibración dependerá del tipo de detector, y se seguirá la recomendada por el fabricante que puede oscilar desde diaria (equipos que emplean fibra óptica) hasta anual (detectores  $CR$  con corrección unidimensional) o cuando se crea necesario. El fabricante establece la frecuencia en base a la potencial deriva de la respuesta relativa del detector respecto a la matriz de corrección de la imagen. La recomendación incluye la calibración tras reparaciones o modificaciones y siempre que se aprecie ruido estructural o aparezcan artefactos. Cualquier modificación del estado del detector resulta en una corrección incompleta que provocará la introducción parcial de ruido en la imagen.

El fabricante debería proporcionar al operador maniqués sencillos con los que se pudiese evaluar la calidad de la imagen con una sola exposición, identificando la presencia de ruido estructural y artefactos de fondo variable que recomendasen la calibración.

## 2.2. Métodos de preprocesado para el ajuste del rango dinámico de la imagen

El amplio rango dinámico de exposición para el que puede dar respuesta el detector digital asegura la adquisición de toda la información útil dentro del intervalo mínimo- máximo de señales, incluso cuando se emplean técnicas que en la imagen convencional producirían sub/sobre exposición.

La mayor parte de las imágenes clínicas con  $RX$  presentan un rango dinámico de exposición en el detector no mayor de 150:1, por lo que es apropiado cuantificar tan sólo la información importante que llega, con el mayor grado de precisión posible. Se puede conseguir mayor precisión empleando conversores analógico-digitales, con gran número de bits (14-16), que codifiquen muchos niveles de gris (16384-65536) y también con amplificaciones no lineales (logarítmicas o de raíz cuadrada) para linealizar la atenuación exponencial. La mayoría de los métodos que se emplean incluye el análisis del histograma (distribución frecuencial de la señal) y su ajuste al modelo anatómico característico debido a la especificidad de la atenuación de las estructuras anatómicas. El conocimiento del tipo de examen y la distribución del histograma permite emplear los algoritmos de ajuste para determinar el rango más probable en que se sitúa la información digital de interés para cada estudio y los valores mínimo y máximo del intervalo completo.

Los datos de salida estarán organizados de forma consistente a pesar de los posibles errores en la técnica radiográfica, ya que pueden ser reescalados. Reescalar implica situar el mínimo valor útil en un valor digital correspondientemente pequeño y el máximo en uno suficientemente alto dentro del intervalo típico de salida (10-12 bit).

Los fabricantes emplean la magnitud de ajuste de la escala para conocer el promedio de radiación incidente en el detector y proporcionar una estimación de la clase de sensibilidad utilizada, de manera análoga a la velocidad de los sistemas de película-pantalla. Esta estimación le sirve al técnico como un índice auditor de calidad y para reconocer valores inapropiados de irradiación. Con este tipo de algoritmos se consigue que las imágenes adquiridas con exposición inadecuada tengan una calidad suficiente en la mayoría de los casos, evitando así la repetición de la exploración.

### 3. Segmentación de la imagen

Los métodos de procesado de la imagen son esencialmente los mismos para todos los tipos de detectores digitales. El detector proporciona una imagen de datos sin procesar cuyos valores suelen tener una relación lineal o logarítmica con la intensidad de radiación incidente y, mediante procesos relativamente complejos, modifica estos valores para mejorar la nitidez y la resolución espacial, reducir la aparición de ruido cuántico e incrementar la resolución de contraste (Flynn 2003).

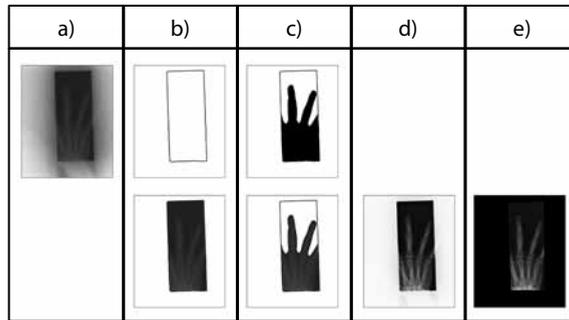
Los datos modificados se representan mediante un dispositivo que genera la visualización de la imagen de acuerdo con la carga electrónica recogida (linealmente proporcional a la radiación absorbida en cada posición). El preamplificador y el conversor digital del sistema transforman la carga en señal de voltaje, que se convierte en un número digital conocido como dato crudo de imagen ( $I_{raw}$ ). La mayor parte de los sistemas transforman la carga en un valor proporcional al logaritmo de la exposición a la entrada del detector. El contraste de una estructura se debe a una modificación relativa de la exposición, que produce un cambio de los valores crudos de la imagen. Actualmente no existe un estándar médico o industrial para definir la escala de números que se usa en las imágenes digitales de datos crudos. Los sistemas pueden usar transformaciones logarítmicas o de raíces cuadradas (Vuylsteke 1997) y los diferentes fabricantes utilizan sus propios factores para estas conversiones.

Si la exposición que llega al detector es inusualmente elevada o baja, el histograma de valores crudos estará desplazado. Para una exploración dada, en la adquisición clínica el detector identifica los registros mínimo y máximo de exposición, asignando los valores de la escala de gris esperados para ese tipo de estudio, independientemente de que la exposición sea mayor o menor que la esperada.

Típicamente, estos procedimientos segmentan las regiones anatómicas, discriminando:

- Regiones externas al área colimada
- Regiones que recogen haz directo, sin atenuación

Los algoritmos inteligentes identifican la región anatómica de interés y la muestran con brillo mínimo o máximo, según corresponda. La segmentación puede ser facilitada por el examen de los valores de ruido de la imagen y la identificación de las estructuras con bordes definidos (Barski 1998). Se usan reglas complejas para perfeccionar la segmentación, reduciendo los errores al 1% de los casos. Una vez segmentado, el intervalo correcto de valores crudos viene determinado por los valores útiles de la imagen de la región anatómica de interés. En la figura 2 se presenta de forma esquematizada el proceso de segmentación de una imagen.



**Figura 2.** Esquema del proceso de segmentación de una imagen: a) imagen original; b) reconocimiento de los bordes de colimación; c) reconocimiento de la zona anatómica. La imagen d) es la que se obtiene después del postprocesado y la imagen e) es la misma pero convirtiendo en negro las zonas exteriores a los bordes de colimación.

Aunque la mayor parte de los procesos de reconocimiento de la exposición recogen satisfactoriamente las imágenes, ocasionalmente el rango de valores crudos se deduce de forma incorrecta. En estos casos se verá seriamente afectada la calidad de la imagen, por ejemplo perdiendo resolución de contraste si el intervalo de datos extraído es demasiado amplio.

Los errores se pueden deber a:

- Radiación dispersa inusualmente elevada
- Existencia de objetos inusuales en el paciente (implantes metálicos)
- Interferencia de marcadores de plomo o dispositivos de sujeción

Para los fallos ocasionales en el reconocimiento de la exposición, el operador debería de ser capaz de corregir el procesado desde la estación de control. La corrección, se realizaría de forma eficiente, empleando una aplicación que dibujara la región alrededor de las estructuras anatómicas de interés y recalculará el rango de valores crudos.

Otra función del proceso de reconocimiento de la exposición consiste en estimar la irradiación media que recibe el detector, procedente de las estructuras anatómicas de interés. Esta estimación se le muestra habitualmente al operador como un índice orientativo de la adecuación de la técnica radiográfica y su relación con la exposición no está estandarizada, por lo que depende del fabricante. Debido a los ajustes en el proceso de reconocimiento de la exposición para adecuar la escala de gris, el intervalo de valores crudos de exposición recogidos no es tan crítico como en los sistemas película-pantalla. Sin embargo los operadores deben estar instruidos para mantener el índice de exposición en valores adecuados y así evitar un aumento inaceptable del ruido cuántico o una dosis al paciente excesiva.

## 4. Postprocesado

Una vez que se ha extraído la zona útil de la imagen mediante la segmentación de la misma, y antes de convertir los píxeles en valores para su presentación en un monitor, es necesario mejorar las características de visualización. Para ello los diferentes suministradores recurren a algoritmos más o menos complejos que lo que pretenden en definitiva es: mejorar la visualización de bordes o pequeños detalles (resolución espacial); reducir en lo posible el ruido en la imagen; y mejorar el contraste local para la detección de objetos de bajo contraste (resolución de contraste).

### 4.1. Realce de bordes

La visualización de los bordes y de pequeños objetos puede ser mejorada aumentando la amplitud de los componentes de alta frecuencia de la imagen mediante la aplicación de un filtro paso alto en dos dimensiones. En la forma más básica podría formularse como:

$$Y = X + \alpha \cdot (X - \bar{X})$$

donde  $X$  representa los valores de píxel de la imagen original,  $Y$  la imagen resultante y  $\bar{X}$  la imagen formada por el promedio de cada píxel y su vecindad. La imagen diferencia ( $X - \bar{X}$ ) representa el contenido de alta frecuencia de la imagen y el factor de realce  $\alpha$  determina la cantidad de este componente que se agrega a la imagen final.

El ancho de banda de frecuencias que son realizadas viene determinado por el núcleo o kernel de la imagen promedio. Si se utiliza un núcleo pequeño, se enfatizan todas las componentes de alta frecuencia con respecto a las de media y baja. Con un núcleo mayor se amplifican también las componentes de frecuencia media.

En la práctica este proceso produce un incremento de las componentes de alta frecuencia en la imagen y si no se tiene un especial cuidado puede dar lugar a un aumento importante del ruido (Samei 2002, Samei 2003). No debe olvidarse que tanto el ruido cuántico como el debido a otras posibles fuentes se sitúa en la zona de muy altas frecuencias del espectro. Para evitar este incremento injustificado del ruido, algunos suministradores modifican el factor de realce  $\alpha$  de modo que sea una función que dependa de los valores de píxel:

$$Y = X + \alpha \cdot \beta(X) \cdot (X - \bar{X})$$

En este caso  $\alpha$  determina el grado de realce aplicado y la función  $\beta(X)$  adapta dicho realce a las características locales de la imagen. De esta manera puede evitarse, por ejemplo, aplicar un realce de bordes a las zonas de poca penetración de una imagen (como el mediastino en un tórax), zonas que típicamente tienen una componente de ruido cuántico mucho mayor que las zonas más penetradas.

De todos modos los filtros de realce de bordes deben ser aplicados con extrema precaución para evitar la introducción de artefactos. La amplificación de los componentes de alta frecuencia en un borde de gran amplitud puede dar lugar a una imagen fantasma del propio borde. Este artefacto puede ocasionar una mala interpretación de la imagen, o incluso hacer desaparecer una lesión de bajo contraste situada muy próxima al borde. Cuando se aplica el filtro adecuadamente la imagen tiene una apariencia realista, con un enfoque adecuado de los detalles finos y sin un exceso de ruido.

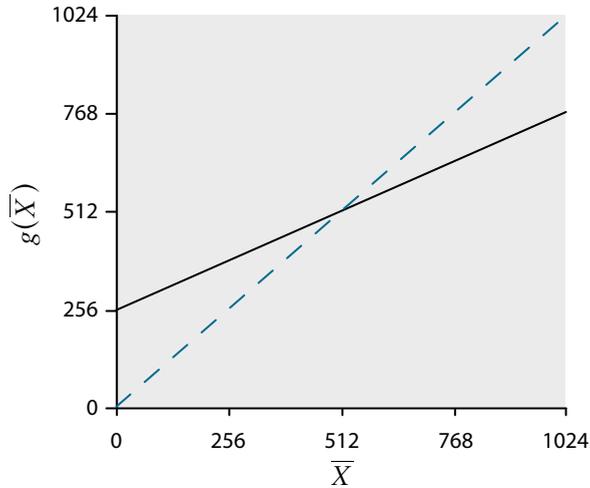
## 4.2. Compresión del rango dinámico

El intervalo de valores de píxeles que intervienen en la imagen útil puede ser demasiado amplio para poder mostrar las diferentes regiones con una resolución de contraste suficiente. Un realce de bordes con un núcleo muy grande puede utilizarse para mejorar el contraste de todas las zonas, reduciendo la contribución relativa de las componentes de muy baja frecuencia.

Un paso más allá de este método, conocido como compresión del rango dinámico (DRC) consiste en aplicar (Fuji 2002):

$$Y = (X - \bar{X}) + g(\bar{X})$$

La imagen final es la suma de dos términos, uno primero en el que se ha suprimido la contribución del fondo o promedio, y un segundo que representa la contribución de dicho fondo. El primer término corresponde a la zona de frecuencias medias y altas que pasa sin modificaciones. El término de fondo se comprime mediante una función  $g(\bar{X})$  cuya especificación depende del tipo de exploración (ver figura 3). De este modo se reduce el rango dinámico sin disminuir el contraste de la imagen.

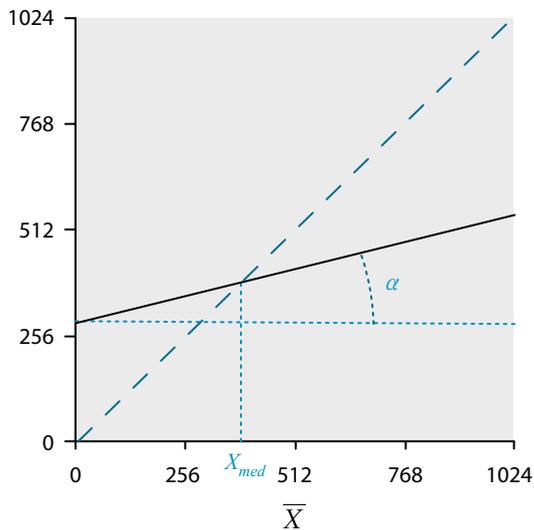


**Figura 3.** Curvas típicas usadas en la compresión de rango dinámico.

Con un propósito similar, Kodak define su algoritmo EVP (*Enhanced Visualization Processing*) como (Van Metter 1999):

$$Y = \alpha \cdot \bar{X} + (1 - \alpha) \cdot X_{med} + \beta \cdot (X - \bar{X})$$

donde  $\alpha$  es el factor de ganancia de baja frecuencia,  $\beta$  es el factor de ganancia de alta frecuencia y  $X_{med}$  queda invariante bajo la transformación (ver figura 4).



**Figura 4.** Esquema de transformación del algoritmo EVP.

### 4.3. Transformación en multiescala o multifrecuencia

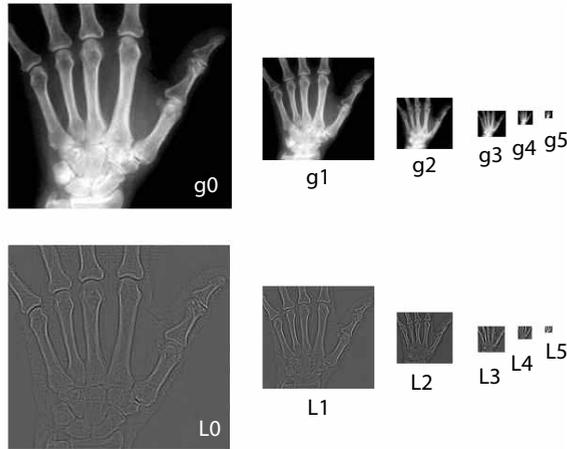
En los métodos propuestos hasta ahora, la imagen se divide en dos zonas de frecuencia espacial. En cada una de ellas se actúa de manera diferente: se enfatizan las componentes de alta frecuencia, y se reducen las de baja frecuencia para reducir el rango dinámico. El punto de frontera entre ambas zonas no está claro y además puede depender en gran manera de cada tipo de exploración e incluso de la anatomía de cada paciente. A priori puede ser peligroso despreciar o no realizar determinadas regiones del espectro, ya que las patologías pueden aparecer a cualquier escala. Para evitar este problema se recurre a las técnicas de descomposición en multiescala o multifrecuencia cuyo primer exponente fue el algoritmo denominado MUSICA (acrónimo de *Multi Scale Image Contrast Amplification*) por Agfa (Vuylsteke 1994).

La idea básica de este algoritmo es la descomposición de la imagen en distintas componentes (distintas frecuencias espaciales), aplicando a cada una de ellas un realce de contraste definido. Posteriormente se vuelve a obtener la imagen original mediante la suma de las diversas componentes obtenidas. El proceso sería el siguiente:

De la imagen original ( $g_0$ ) se obtiene una imagen promedio ( $g_1$ ) donde el número de píxeles se reduce a la mitad en cada dimensión y cada píxel se obtiene a partir del promedio gaussiano en dos dimensiones del píxel original y sus vecinos (matriz de  $5 \times 5$ ). La imagen obtenida ( $g_1$ ) se redimensiona al tamaño original, interpolando los píxeles intermedios, y se resta de la original. Se obtiene una imagen diferencia ( $L_0$ ) denominada primera diferencia o primera matriz laplaciana (Burt 1983):

$$L_0 = g_0 - g_1$$

El proceso se itera hasta alcanzar una imagen  $g_n$  de dimensión  $1 \times 1$  y que corresponde a la media de todos los valores de píxel de la imagen original. Igualmente se obtienen todas las matrices laplacianas  $L_j$ . En el caso de una imagen de  $2000 \times 2000$  píxeles, esta descomposición alcanzará hasta 11 matrices (véase la figura 5).



**Figura 5.** Descomposición de una imagen en multiescala ( $g_i$ ) y matrices laplacianas o diferencias ( $L_i$ ).

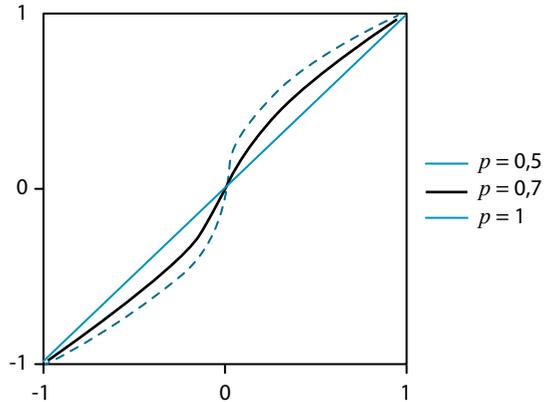
La reconstrucción de la imagen se lleva a cabo de modo inverso y partiendo de  $g_n$ :

$$g_{n-1} = g_n + L_{n-1}$$

Para modificar la imagen original se lleva a cabo, antes de la reconstrucción una "ecualización del contraste", modificando los coeficientes de las matrices laplacianas  $L_i$ . Esta modificación puede realizarse de muchas maneras. Por ejemplo en el algoritmo MUSICA se aplica:

$$y = a \cdot \frac{x}{|x|} \cdot |x|^p$$

donde  $x$  son los valores de píxel de las matrices  $L_i$  normalizados entre  $[-1,1]$ ;  $a$  sirve para reescalar la matriz al rango dinámico original; y  $p$  ( $< 1$ ) controla la pendiente de la curva. De esta manera se da un peso mayor a los valores más pequeños, por tanto a los contrastes menores, y se deja prácticamente invariante los valores mayores, o contrastes más grandes. En la figura 6 se muestran los coeficientes de transformación para distintos valores de  $p$ .



**Figura 6.** Ejemplo de transformación de los coeficientes de las matrices laplacianas  $L_i$ . Cuanto más pequeño sea  $p$ , mayor será el efecto del algoritmo.

Puede aplicarse además un realce de bordes pesando más las primeras matrices de la descomposición, que son las que llevan los componentes de alta frecuencia. Igualmente se puede reducir la latitud pesando menos las últimas matrices. El efecto más notable de la utilización de un algoritmo de estas características es el realce que se produce en los objetos de bajo contraste sea cual sea su tamaño. Como cualquier técnica de realce de bordes, el ruido se incrementa también pero no se obtiene la apariencia típica de grano fino que se observa con las otras técnicas previamente estudiadas. El modo en que se descompone la imagen y el factor de ganancia que se aplica a cada matriz diferencia es propio de cada suministrador y es parte de los secretos fielmente guardados.

#### 4.4. Reducción de ruido

Como se ha visto anteriormente, la mejora de la resolución y del contraste lleva asociada casi de manera inherente un incremento del ruido de la imagen. Para reducir la apariencia visual de la textura de ruido existen numerosas variantes. En general todos estos métodos reducen las componentes de alta frecuencia asociadas con el propio ruido. Como consecuencia clara, estos algoritmos reducen también las componentes de alta frecuencia del propio tejido, produciendo un leve desenfoque. Un objetivo importante por tanto de los procesos de reducción de ruido será la no aplicación de los mismos en las regiones susceptibles de tener detalles finos en la imagen. A este tipo de proceso se le denomina adaptativo. Existen diversos ejemplos de estos métodos (filtro de Lee (Lee 1980), filtro adaptativo de Wiener (Wiener 1949), etc.).

Los resultados no siempre son los esperados ya que los objetivos de reducir ruido y preservar la resolución de la imagen son opuestos. Además no está

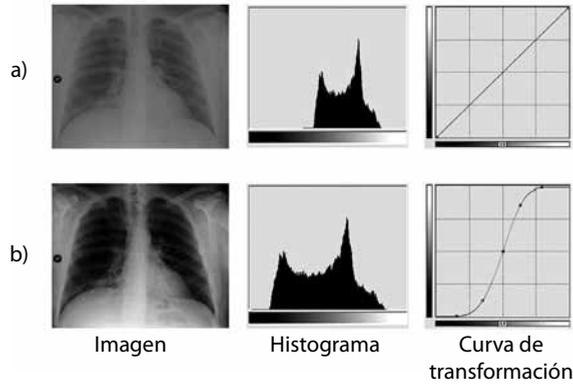
claro que la reducción del ruido mejore la capacidad de visualización de estructuras o detalles, y ello está siendo objeto de un debate importante. Dado que el sistema visual humano es capaz de reconocer estructuras, líneas, objetos en presencia de ruido, no es necesariamente cierto que una reducción de la amplitud del mismo mejore la detección del observador. De todos modos sí parece cierto que la utilización de este tipo de filtros adaptativos con cierta precaución, hace más cómoda la visualización de las imágenes para el diagnóstico.

## 5. Transformación en escala de grises

Una vez obtenida la señal útil de los píxeles y aplicados los distintos algoritmos de preprocesado y postprocesado de la imagen, se realiza la transformación en escala de grises. Antes de poder visualizar la imagen es necesario asignar a cada píxel un valor de presentación y para ello se utilizan funciones matemáticas análogas a las curvas características de las películas. Cada fabricante establece sus propios métodos para convertir valores de píxel en tonos de gris, ajustando diferentes curvas para distintos tipos de exploración. En algunos casos se utilizan curvas más o menos estandarizadas y en otros se aplican procedimientos más complejos para lograr una percepción de contrastes idéntica en toda la escala de grises.

Para cada imagen, la intensidad de la señal que produce el detector digital depende del paciente (tamaño, espesor, características anatómicas, región, proyección) y de la técnica radiográfica (calidad del haz-kV, mAs, capa hemirreductora). Los puntos más altos de exposición se dan en las zonas exteriores al paciente, donde no se produce atenuación y el sistema detecta el haz directo. Si la imagen está colimada, los valores menores se obtendrán en la región externa a los bordes de colimación. Los datos crudos para las estructuras anatómicas estarán comprendidos en el intervalo que se extiende desde el valor obtenido en la región anatómica de menor atenuación hasta el valor obtenido en la de mayor atenuación (obtenido ya en la segmentación).

Normalmente a las zonas anatómicas más densas o menos penetradas (huesos, etc) se les asignan valores mayores de píxel, que se corresponden con blancos o zonas de mayor luminancia. A su vez, a las zonas más penetradas les corresponden los valores de píxel más pequeños (negros o zonas de mínima luminancia). Para enfatizar el contraste de los puntos intermedios de la escala se aplica una tabla de transformación (LUT o *look-up table*) con forma sigmoidea, consiguiéndose una imagen con apariencia similar a la obtenida con un sistema de película-pantalla (véase la figura 7). De esta manera se incrementa la latitud en las zonas de máximo y mínimo y, aumentando la pendiente, se reduce en las de mayor interés, dependiendo de las características de absorción de las regiones anatómicas estudiadas.



**Figura 7.** Efecto de la transformación en escala de grises en una imagen ya procesada: a) imagen a la que se le ha aplicado una curva lineal; b) imagen a la que se le ha aplicado una curva sigmoidea. Obsérvese la transformación del histograma al aplicar la curva sigmoidea a la imagen.

Durante la visualización, el observador puede ajustar el nivel y la ventana con que se presenta la imagen, potenciando las regiones con alta o baja penetración o incrementando el contraste. Los valores de presentación de la curva se definen de manera que den una respuesta ajustada a la curva DICOM (función estándar de visualización en escala de grises, *GSDF* o *gray-scale standard display function*) (NEMA 2007), tanto en nivel de luminancia en un monitor de diagnóstico como en densidad óptica en una impresora.

En este sentido es muy importante que cuando las imágenes se envían al PACS como imágenes con formato DICOM, se envíen los datos correspondientes a los valores de píxel sin aplicar la curva de transformación (LUT) además de la correspondiente curva en la cabecera DICOM (denominada VOI LUT (NEMA 2007)). De esta manera el especialista puede modificar la apariencia de la imagen desplazando la curva y obteniendo mayor contraste en las zonas más o menos penetradas, de forma análoga a lo que el técnico hace antes de validar la imagen en las diferentes modalidades. Igualmente se puede ampliar o reducir la curva, aumentando o disminuyendo el contraste en los valores intermedios, lo que es equivalente a modificar brillo y contraste en una imagen, pero con la ventaja de disponer de los valores de píxel reales obtenidos después del procesado de la misma (Flynn 2003).

## 6. Ventajas y limitaciones del procesado de la imagen

El procesado de la imagen aporta ventajas respecto a los sistemas analógicos, pero también conlleva limitaciones y puede suponer algunos inconvenientes si no se realiza con criterios y objetivos claros. Cuando la manipulación y transformación de la imagen original se realiza adecuadamente, se obtiene una importante mejora de la calidad final. Sin embargo, cuando se ejecuta de manera inapropiada, los resultados pueden ser decepcionantes e incluso hacer peligrar la capacidad diagnóstica de la propia imagen.

Con el procesado se puede aprovechar el amplio rango de respuesta lineal del sistema digital, cubriendo un gran intervalo de niveles de exposición y permitiendo una reducción en la repetición de imágenes con la correspondiente disminución de tiempo, coste y dosis a paciente. La compensación automática de la sub y sobre exposición produce imágenes en apariencia similares en lo que se refiere a los niveles de grises. Al no estar limitada la dosis a paciente por el sistema de imagen (al contrario de la película que se satura con dosis excesivas) surge un problema adicional. En los sistemas digitales las dosis pueden incrementarse notablemente si no se controla con dispositivos de exposimetría automática, ya que una mayor señal mejora indiscutiblemente la relación señal-ruido en la imagen.

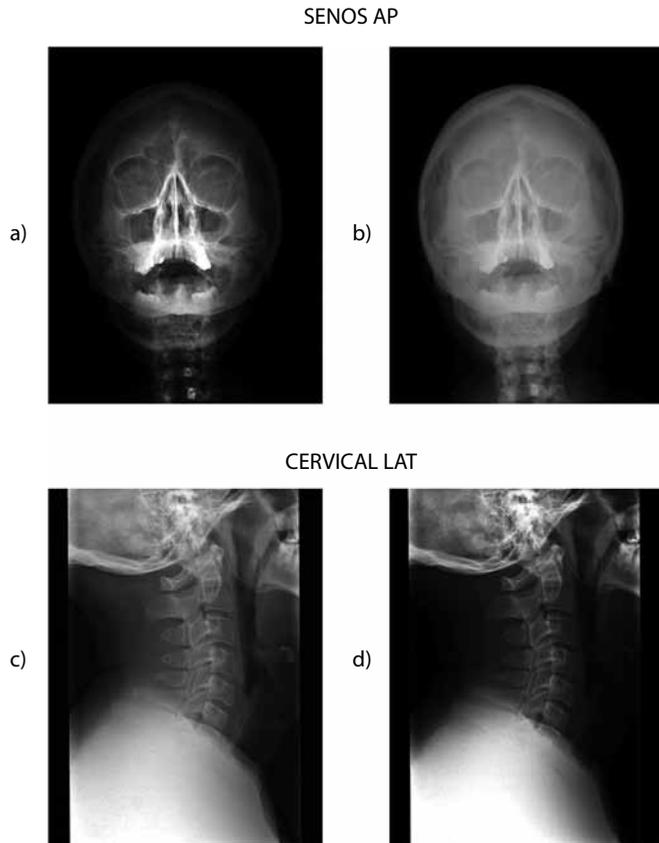
El procesado permite además extraer toda la información diagnóstica implícita en las imágenes, poniendo de manifiesto el más mínimo detalle gracias a: mejoras del contraste, reducción de ruido de fondo y marcas externas a la propia imagen, ajuste de la intensidad y/o contraste, realce de bordes (frontera entre dos estructuras), etc. Por ejemplo, es posible efectuar un realce local del contraste en una imagen, mejorando el contraste sólo en las partes de la imagen que lo requieren, y resaltando detalles pequeños con igual significación que los mayores.

Sin embargo para que el procesado sea eficaz, debe serlo para todas las exploraciones que se realicen con el sistema. Ello implica especificar y aplicar distintos grados de segmentación, corrección de ruido, realce de bordes, transformación en escala de grises, etc. para todos los tipos posibles de estudios. En definitiva es necesario definir un número muy grande de parámetros de control para cada tipo de exploración y proyección que pueda realizarse con el equipo. En muchos casos el número de parámetros a ajustar puede alcanzar el centenar en cada proyección, lo que resulta farragoso y complicado de optimizar para el completo de las mismas. Además se necesita que los algoritmos sean lo suficientemente robustos como para obtener resultados satisfactorios, incluso para tamaños de paciente extremos o características anatómicas inusuales.

Los distintos suministradores siguen realizando grandes esfuerzos para mejorar estos sistemas con nuevas versiones de los algoritmos, y para reducir y dar consistencia a los parámetros modificables. De todos modos la flexibilidad en la selección y optimización de los mismos puede suponer una dificultad añadida. La experiencia dice que en numerosos casos es necesario modificar los ajustes iniciales de fábrica con los que el sistema viene dotado para mejorar la visualización de un número importante de exploraciones. Esta optimización del procesado de la imagen debe realizarse conjuntamente por los especialistas médicos, los radiofísicos hospitalarios y los propios técnicos de aplicaciones del suministrador del equipo.

A pesar de todo, si la adquisición de la imagen no se ha hecho de manera correcta, el sistema de procesado no podrá dar sus mejores frutos. Sigue siendo necesario utilizar técnicas adecuadas tanto en lo que se refiere a la calidad del haz (kilovoltaje) como a la dosis suministrada. Si en la imagen original no existen contrastes intrínsecos adecuados, el sistema de procesado no podrá mejorar su visualización. Es fundamental utilizar una colimación adecuada para reducir al mínimo posible la radiación dispersa en la imagen. Es igualmente imprescindible que se utilice la parrilla antidifusora en las exploraciones que lo requieran, pero también que se quite en aquellas con un nivel de radiación dispersa muy pequeño: exploraciones pediátricas, extremidades, etc. En definitiva, la formación de los operadores es, aún si cabe, más importante con los sistemas digitales que con los sistemas convencionales, aunque a primera vista pueda parecer lo contrario.

Por último, el personal técnico debe prestar una especial atención a la identificación correcta del tipo de exploración que va a realizar. Es relativamente frecuente, sobre todo en los sistemas de radiografía computarizada con exploraciones de un mismo paciente realizadas en varios chasis, que las imágenes vayan mal identificadas. Por ejemplo imagen de tórax PA identificada como tórax lateral (y procesada como tal) y viceversa. La elección de un procesado inadecuado para una determinada exploración puede comportar imágenes no válidas para el diagnóstico médico (véase la figura 8), e incluso la repetición de la exploración, que en la mayor parte de los casos se hubiera solucionado con el reprocesado de la imagen con el algoritmo apropiado. Estos errores de procesado, además de ser difíciles de detectar, pueden dar lugar a la aparición de artefactos visibles en las imágenes, con aspectos muy diferentes a los habituales en los sistemas de película-pantalla.



**Figura 8.** Efecto de procesado incorrecto como consecuencia de una elección inadecuada del tipo de exploración realizada. Las imágenes a) y c) han sido identificadas adecuadamente. La imagen b) ha sido procesada como tórax AP y la imagen d) como abdomen AP.

A cambio, y una vez optimizado el sistema de procesado, se logrará una buena reproducibilidad en los resultados, mucho mayor que en los sistemas analógicos, muy dependientes del estado diario de las procesadoras.

Según se desprende de los puntos anteriores, las principales ventajas se refieren a la automatización de algunos procesos y a la mayor latitud y rango dinámico del sistema mientras que la mayoría de los inconvenientes y/o limitaciones se pueden superar si se dispone de suficiente información sobre los sistemas digitales y se realizan tareas de formación del buen uso de los equipos y de la protección radiológica general y aplicada al paciente.

## 7. Referencias

- [1] BARSKI, L.L., VAN METTER, R., FOOS, D.H., ET AL. (1998). New automatic tone scale method for computed radiography. *SPIE Proc*; 3335:164–178.
- [2] BURT, P.J., ADELSON, E.H. (1983). The Laplacian pyramid as a compact image code. *IEEE Trans. On Communications*; 31 (4) 532-540.
- [3] FLYNN, M.J. (2003). Processing Digital Radiographs of Specific Body Parts. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. *Advances in Digital Radiography*. (RSNA, 820 Jorie Blvd, Oak Brook, IL 60523-2251).
- [4] FUJI (2002). FCR (Fuji Computed Radiography) General Description of Image processing. *Fuji Photo Film CO., LTD.* 26-30 Nishiazabu 2-Chome, Minato-ku, Tokyo 106-8620. Japan.
- [5] LEE, J.S. (1980). Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics. *IEEE Trans PAMI*; 2(2) 165-168.
- [6] NEMA (2007). *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) part 3: information object definitions*. Rosslyn, Va: National Electrical Manufacturers Association.
- [7] NEMA (2007). *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) part 14: greyscale standard display function*. Rosslyn, Va: National Electrical Manufacturers Association.
- [8] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (2002). An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. *Med Phys*; 29:447–459.
- [9] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (2003). An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys*; 30:608–622.
- [10] SEIBERT, J.A., BOONE, J.M., LINDFORS, K.K. (1998). Flat-field correction technique for digital detectors. *Proc SPIE*; 3336:348–354.
- [11] SEIBERT, J.A. (2003). Digital Radiographic Image Presentation: Preprocessing Methods. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. *Advances in Digital Radiography*. (RSNA, 820 Jorie Blvd, Oak Brook, IL 60523-2251).
- [12] VAN METTER, R.L., FOOS, D.H. (1999). Enhanced latitude for digital projection radiography. *SPIE Proc* 1999; 3658:468–483.

- [13] VUYLSTEKE, P., SCHOETERS, E. (1994). Multi-scale image contrast amplification (MUSICA). *SPIE Proc* 1994; 2167:551–560.
- [14] VUYLSTEKE, P., DEWAELE, P., SCHOETERS, E. (1997). Optimizing computed radiography imaging performance. In: Frey D.G., Sprawls P., eds. The expanding role of medical physicists in diagnostic imaging. Madison, Wis: *Advanced Medical*; 107–152.
- [15] WIENER, N. (1949). Extrapolation, interpolation, and smoothing of stationary time series, with engineering applications. *Cambridge, Mass: Cambridge Technology Press of the Massachusetts Institute of Technology*.

**Tema 4:**  
Monitores  
e impresoras

**Miguel A. Peinado**



# Monitores e impresoras

*Miguel A. Peinado,  
Hospital Universitario Central de Asturias*

## 1. Introducción

Tras la producción, procesado y transmisión de imágenes el último paso es la presentación ante el radiólogo. Durante este último paso se produce un retorno al mundo físico en el que se involucran la Electrónica, la Óptica y la Psicofísica. En estas condiciones el diseño y las prestaciones de los sistemas de visualización deben de ser tales que se acoplen óptimamente a la visión del radiólogo.

En una primera etapa describiremos la tecnología asociada con los monitores, en particular las dos de mayor implantación en el ámbito del diagnóstico médico, a saber, los monitores de tubo de rayos catódicos y los de monitores planos de cristal líquido. Posteriormente hablaremos de las características que deben tener los monitores para acercarse a ese paradigma de acoplamiento óptimo. En ese mismo sentido hablaremos de la importancia de la calibración.

También, hemos de tener en cuenta que el término “imagen sin placa” es un objetivo más comercial que clínico, de forma que la completa digitalización de un Servicio de Radiodiagnóstico no conlleva una desaparición total de las copias impresas (por ejemplo destinadas a educación e investigación, peritajes o exportación fuera del sistema digital). Se hace pues necesaria la presencia de impresoras, que aún soportarán una considerable carga de trabajo, en el sistema digital de imagen. Hablaremos de ellas en las secciones posteriores siguiendo el mismo esquema descrito más arriba para los monitores.

## 2. Monitores

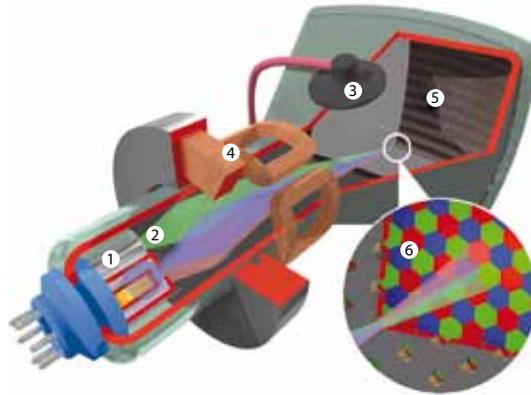
### 2.1. El tubo de rayos catódicos (CRT)

El funcionamiento de un equipo de rayos catódicos es como sigue (ver figura 1):

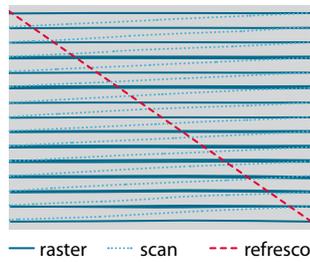
- El cañón (1) produce electrones por evaporación calentando el filamento mediante el paso de una corriente eléctrica. Para monitores de color ha de tenerse un cañón asociado a cada componente.
- Los electrones son acelerados mediante una alta tensión aplicada entre la rejilla (2) y un ánodo (3) a unos 35 kV en un tubo de vacío.
- A continuación los electrones sufren la acción de unas rejillas que focalizan el haz generado como un pincel de trayectorias paralelas al eje del tubo.
- Posteriormente el haz es desviado hacia el punto deseado de la pantalla mediante un campo magnético creado por las bobinas de deflexión (4). Para iluminar toda la pantalla se produce un barrido de una línea horizontal (*raster*) y tras el cual se pasa a la siguiente (*scan*) como se detalla en la figura 2. Cuando se ha cubierto toda la superficie de la pantalla el pincel vuelve al principio (refresco).
- La imagen se produce tras la conversión de los electrones acelerados en luz al chocar contra una pantalla cubierta con partículas de fósforo (5). En el detalle se aprecia la máscara de color (6).
- Por último, la intensidad del brillo se consigue con una rejilla a la salida del cañón, polarizada inversamente, que modula la cantidad de electrones presentes en el haz.

La tecnología CRT es, a todos los efectos, un dispositivo analógico lo que permite ofrecer una gama cromática y unos valores de resolución (nominal) superiores a cualquier otro dispositivo de visualización. Además la tecnología CRT está muy probada, es barata y sus costes de fabricación están muy optimizados, lo que repercute en un precio final bajo.

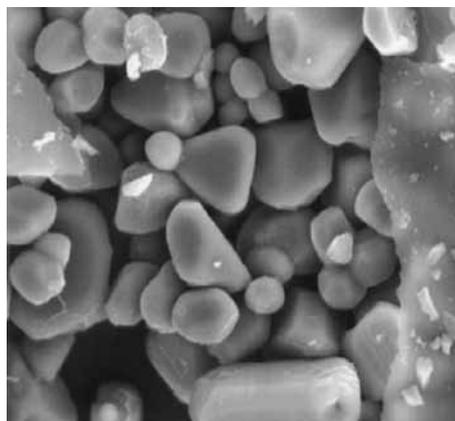
Por otro lado, el fósforo empleado se deposita en forma de microcristales (figura 3), lo que hace que la distribución espacial de la luz emitida no sea nítida sino que presenta una difusión que repercute negativamente en la resolución (*MTF*). Además, esta difusión se ve empeorada aún más por la necesidad de emplear un vidrio de suficiente espesor para contener el vacío del tubo. Dicho fósforo presenta además problemas de envejecimiento, lo que produce un decaimiento del brillo máximo con las consecuencias que veremos posteriormente.



**Figura 1.** Esquema de un monitor de tubo de rayos catódicos. Reproducida y modificada con licencia GNU FDL.



**Figura 2.** Desplazamiento del pincel de electrones para cubrir toda la pantalla.



**Figura 3.** Detalle de los microcristales (extraído de M.J. Flynn *et al.*, "High fidelity electronic display of digital radiographs" Radiographics. Vol. 19, pp. 1653–1669 (1999).

También pueden ocurrir desajustes en la circuitería (faltas de sincronismo o de homogeneidad de la corriente) de las bobinas que originen distorsiones geométricas (ver capítulo 10).

## 2.2. Monitores de cristal líquido (LCD)

Como cualquier tecnología asociada al fenómeno digital hemos asistido a una evolución muy rápida los monitores de cristal líquido (LCD) que ha permitido que en pocos años hayan superado en todas las prestaciones a los anteriores monitores CRT (ver tabla 1).

	Monitor CRT 21"	Monitor TFT 21"
Tamaño y peso	51 x 39 x 56 y 40kg	70 x 60 x 21 y 10kg
Consumo	100 W	70 W
Vida media	~4 años	~6 años
Otros	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ligeramente mejor gama grises</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Menor mantenimiento</li> <li>• Cambio orientación</li> </ul>
<b>Calidad de la imagen</b>		
Brillo (Cd/m <sup>2</sup> )	800	700
Relación de contraste	400:1	800:1
Resolución	0.21 mm/px	0.21 mm/px
Tamaño en píxeles	2048 x 2560	2048 x 2560 (nativo)
Frecuencia de refresco	100 Hz	---
Tiempo de respuesta	< 1 ms	8 ms
Ángulo de visión (10:1)	180° (V), 180° (H)	176° (V), 176° (H)

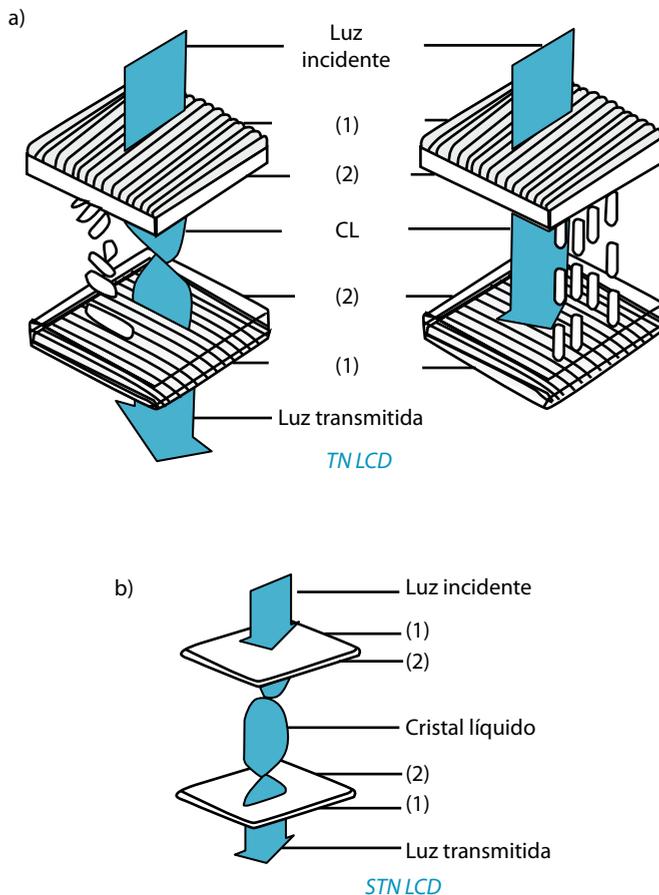
**Tabla 1.** Comparación entre un monitor de CRT y un monitor TFT.

### 2.2.1. La pantalla de Cristal Líquido (LCD)

Todas las pantallas de **cristal líquido** aprovechan la propiedad de la que gozan ciertas moléculas orgánicas de presentarse en un estado de la materia que no es exactamente ni sólido ni líquido. En efecto, comparten con los sólidos cristalinos la estructura de sus moléculas en una forma regular, y por consiguiente presentan planos de simetría, lo que se traduce a su vez en la **capacidad para polarizar la luz** en el caso de sustancias ópticamente activas. Además, su estado es líquido por cuanto las moléculas gozan de libertad para moverse *cuasi* libremente y fluir.

Los cristales líquidos pueden (dependiendo de la naturaleza de la sustancia y de otros factores como la temperatura) presentarse en diversas **fases**. Las moléculas de la mayoría de estas sustancias se presentan en una fase **isotrópica** donde dichas moléculas presentan una orientación aleatoria o bien en una fase **nemática**, en cuyo caso presentan una dirección privilegiada como respuesta a la presencia de un **director**. Dicho director puede ser cualquier factor externo, desde un campo eléctrico o magnético hasta una superficie con microsurcos.

Imaginemos ahora un dispositivo como el representado en la figura 4, en el que tenemos un cristal líquido entre dos **placas de vidrio (2)**, cada uno de los cuales está pulido por la cara del cristal líquido formando microsurcos (del tamaño de una molécula) quedando los microsurcos perpendiculares entre sí.



**Figura 4.** a) Funcionamiento de un cristal líquido a) tecnología *twisted nematic* (TN)  
b) Tecnología *super twisted nematic*.

Según lo visto antes, los cristales más próximos a las placas se alinearán con los microsurcos (**director**), mientras que en su interior se irán alineando para pasar de una dirección a otra por la influencia de las capas superiores, esta alineación se conoce como TN (de *twisted nematic* en inglés). Además, las tres capas se encuentran a su vez entre dos **polarizadores (1)** también colocados de forma perpendicular.

Encontramos entonces que la luz cambia su plano de polarización a medida que avanza en el cristal y dicho dispositivo aparece entonces como transparente. Ahora bien, si sobre ese cristal líquido aplicamos un campo eléctrico, éste asume el papel de director alineando según su eje a todas las moléculas en mayor o menor grado dependiendo de del voltaje aplicado. En estas condiciones la luz polarizada no puede variar su paso al paso por el cristal y llega perpendicular al siguiente polarizador con lo que queda completamente absorbida.

Con este principio, para construir una pantalla de cristal líquido sólo necesitamos una fuente de luz (retroiluminación) y un par de electrodos por cada píxel. Es de reseñar que el primer polarizador absorbe el 50% de la intensidad luminosa, mientras que el sándwich de las placas de vidrio con el cristal líquido absorbe hasta un 66% de la luz restante.

Al principio, dichos electrodos se consiguen mediante mallas conductoras que se unen a cada uno de los substratos de vidrio entre los que se coloca el cristal líquido. Este diseño, aunque muy simple, impide un direccionamiento eficaz de los valores de píxel, pues el campo eléctrico de un píxel afectaba parcialmente a sus vecinos. Las primeras pantallas de cristal líquido seguían fielmente este diseño pero sus prestaciones les impedían emplearse como monitores.

### 2.2.2. Monitores LCD

El paso que permitió construir los primeros monitores de cristal líquido (8" a 10" para una resolución de 640x480) fue la introducción de la tecnología STN (*super twisted nematic*). En estos los cristales líquidos no se giran 90° respecto de la posición en circuito abierto sino 270° (ver figura 4b). En ellos los polarizadores no se colocan paralelos a la superficie del cristal sino formando un cierto ángulo. El principio para utilizar estos dispositivos no es tanto el de la transmisión de la luz como el de la birrefringencia.

Así la colocación del polarizador, el espesor del cristal líquido y los dos rayos de luz obtenidos se eligen cuidadosamente para obtener un color particular en circuito abierto que maximice el contraste. El siguiente paso en la evolución fue la introducción de la **tecnología DSTN** (*Dual scan super twisted nematic*). Esta tecnología consiste básicamente en separar la pantalla de cristal líquido en dos pantallas superpuestas. Con ello se gana en control sobre el píxel iluminado.

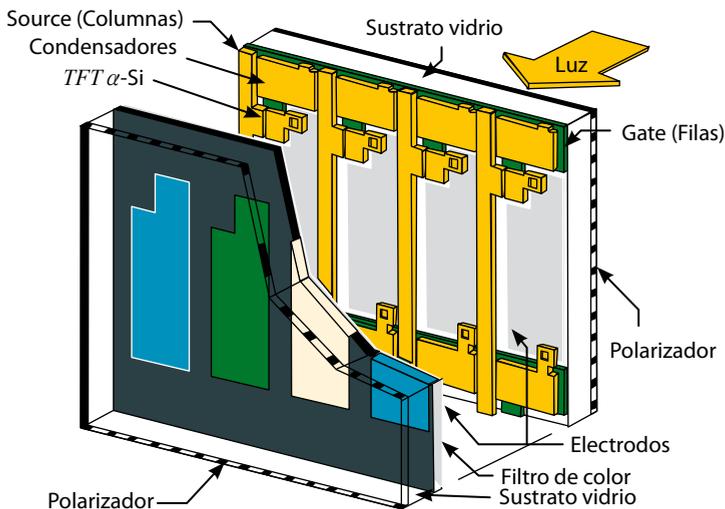
### 2.3. Monitores TFT

No obstante los monitores DSTN adolecen de unas limitaciones que impiden que pudieran sustituir a los monitores CRT, consistentes en:

- Un tiempo de respuesta excesivamente lento (entorno a 200 ms), lo que influye también el problema del control de direccionamiento de los píxeles.
- Unos ángulos de visión muy limitados (90° en horizontal y 60° en vertical).

La solución consistió en dotar a cada píxel de su propia circuitería (lo que se conoce como tecnología de matriz activa) y aunque es conceptualmente simple, hasta la década de los noventa era tecnológicamente irrealizable para las dimensiones que se necesitaban y a un precio que lo hiciera viable para el futuro.

Hoy en día los monitores de matriz activa se realizan empleando la **tecnología TFT** (por *Thin Film Transistor* en inglés). Dicha tecnología consiste en una capa muy fina de transistores que permiten, con gran precisión el direccionamiento espacial de los voltajes necesarios para crear una imagen en un monitor LCD (véase figura 5). Por lo demás, se volvía a la configuración TN para el cristal líquido. Con el paso del tiempo, dicha tecnología se ha visto también favorecida por una gran mejora en los tubos fluorescentes empleados para la retroiluminación de los monitores.



**Figura 5.** Estructura de una pantalla TFT LCD o AMLCD.

Por último, respetando este diseño se han introducido una serie de mejoras que vamos a describir brevemente:

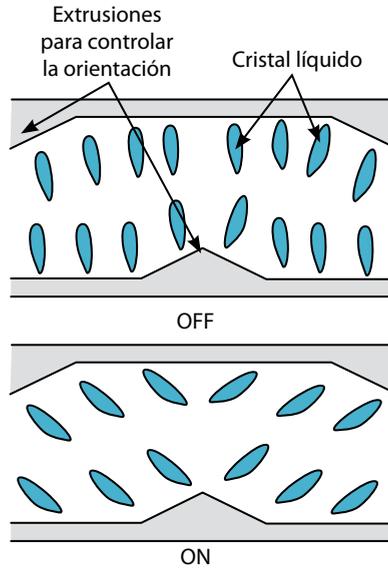
- *VA (Vertical alignment)*: En esta tecnología los cristales se encuentran perpendiculares a los sustratos cuando no hay campo eléctrico por lo que el cristal líquido deja pasar toda la luz que queda bloqueada por el polarizador frontal, lo que produce muy buena calidad en la gama de negros y unos valores de contraste superiores. Al aplicar un campo eléctrico las moléculas giran hasta alinearse con los sustratos. Presentan además otra ventaja respecto a los anteriores al tener unos tiempos de respuesta más cortos (del orden de la mitad).

En la práctica se emplea más el *MVA (multi domain VA)* en el que cada celda se divide en "dominios", cada uno de los cuales tiene los cristales orientados en un ángulo diferente (ver figura 6). Este efecto se consigue creando protuberancias en el sustrato del LCD.

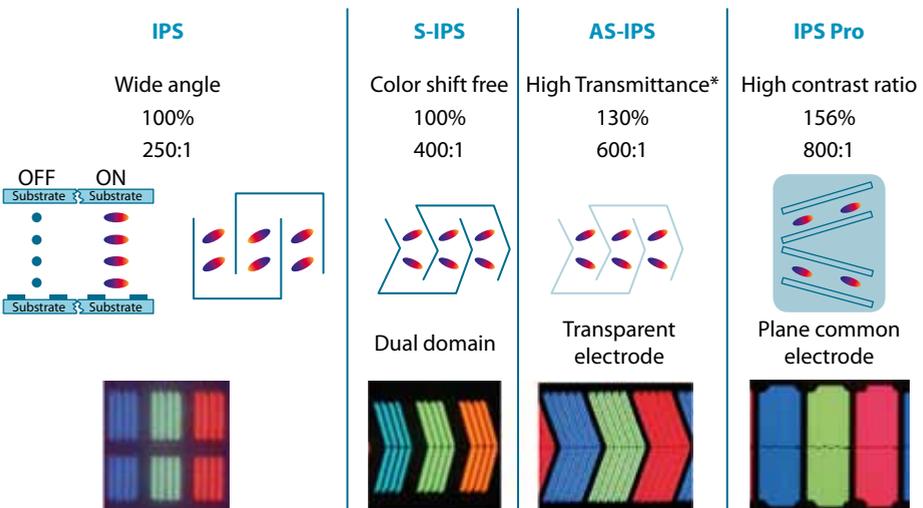
- Mejoras sobre esa idea como el *advanced MVA, patterned MVA (PVA)* o *super PVA* alcanzan ángulos de visión de 178° contrastes de 2500:1.
- *IPS (In plane switching)*: en este caso los cristales permanecen alineados entre ellos y con los sustratos al aplicar el voltaje (ver figura 7). En circuito abierto se organizan en ángulo recto respecto a su posición anterior. En este diseño el cristal forma una estructura extremadamente homogénea y se realzan considerablemente el ángulo de visión y los valores de negro. Sin embargo, esto implica duplicar la matriz de TFT y por consiguiente reducir el factor de llenado, con lo que se necesitan lámparas particularmente potentes. Como conclusión, la relación de contraste y el brillo máximo empeoran. Además, el tiempo de respuesta también es peor que en el resto de tecnologías.

Para mitigar estos inconvenientes se introdujo un diseño en dominios similar al *MVA* genéricamente denominado *super IPS (S-IPS)*. Todos los fabricantes de monitores de diagnóstico médico han elegido esta tecnología para sus productos.

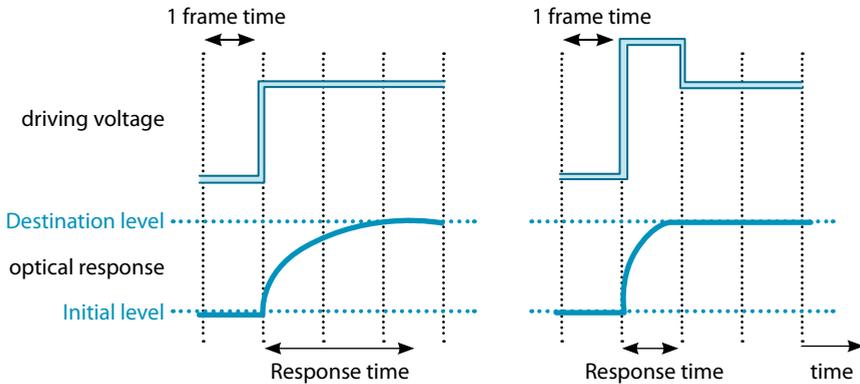
A dicha tecnología se han incorporado dos evoluciones mayores conocidas como *advanced super IPS* e *IPS Pro*. La primera de ellas consistió en dotar de transparencia óptica a los electrodos presentes en cada pixel, mejorando la transmisión del LCD y por tanto el brillo máximo. La segunda implica rediseñar la estructura de electrodos, tanto en su disposición como las distancias entre ellos y con ella se ha conseguido aumentar la relación de contraste. Para una visión de conjunto de estas evoluciones y las mejoras en prestaciones que suponen véase la figura 7.



**Figura 6.** Tecnología MVA. Nótese la estructura en dominios (extrusiones). Estos dominios son similares para la tecnología DD-IPS o S-IPS.



**Figura 7.** Funcionamiento de la tecnología IPS.



**Figura 8.** Concepto de overdriving.

- *Overdrive*: Los tiempos de respuesta dados en los párrafos anteriores (para los “super” IPS, MVA o PVA) incorporan otra mejora consistente en aplicar un sobrevoltaje en los píxeles para pasar rápidamente de negro a blanco y luego ajustar el voltaje para obtener el nivel de gris deseado. La justificación de esto es que el cristal gira mucho más rápido al pasar de blanco a negro (o viceversa) que al pasar de un gris a otro como consecuencia del mayor voltaje aplicado en el primer caso (ver figura 8).
- *Contraste dinámico*: Las especificaciones de contraste dadas anteriormente incorporan esta innovación consistente en ajustar el brillo de la retroiluminación en función del nivel de gris promedio de la imagen, lo que mejora el contraste en particular para muy bajas o muy altas intensidades (negros o blancos).
- *Mapas de compensación*: Corrigen la falta de uniformidad de los monitores (una de sus principales lacras) de forma muy considerable mediante una corrección digital, ajustando la “ganancia” de los transistores individualmente de forma análoga a otros dispositivos digitales (paneles planos).
- *LED*: Actualmente se va sustituyendo el fluorescente como fuente de iluminación de los monitores por una matriz de LED. Dicha matriz aporta una mayor homogeneidad a la retroiluminación, un tiempo de respuesta menor, una intensidad similar, un consumo menor y una mayor vida media. Sin embargo, no permiten el contraste dinámico lo que quizás ha influido en que no se haya impuesto en los monitores para diagnóstico médico.

En conclusión, es muy difícil pronunciarse sobre que tecnología es superior a las otras. Conceptualmente las tecnologías MVA proporcionan mejor gama

de negros y brillos máximos, mientras que las IPS tienen menores tiempos de respuesta y conservan mejor el contraste con el ángulo de visión. En cualquier caso, los valores que proporcionen los fabricantes de cada una de esas tecnologías son prácticamente iguales entre sí salvo para esta última característica. Además las MVA son, *a priori*, más baratas, aunque la tecnología *super IPS* ha eliminado prácticamente este inconveniente. Lo cierto es que la mayoría de las casas comerciales venden monitores con la tecnología IPS ó DD-IPS.

## 2.4. Características de los monitores de imagen médica

### 2.4.1. Características de la visión

El ojo humano es un sistema óptico que concentra la luz en la retina estando el eje óptico una zona conocida como la fovea. En ella las células fotosensibles convierten la luz en impulsos nerviosos que son conducidos al cerebro a través del nervio óptico. Dichas células son de dos tipos:

- Bastones: Presentes en toda la retina en un número de unos 120 millones, son sensibles a una longitud de onda de 500 nm. Los impulsos eléctricos generados se concentran en un millón de terminaciones nerviosas lo que implica que son responsables de la visión en condiciones de iluminación débil (**visión escotópica**) si bien no proporcionan una buena resolución.
- Conos: Concentradas en la fovea en un número de entorno a 6 millones, existen tres subtipos de ellos, sensibles a los colores primarios, cada una de ellas va acoplada a una terminación nerviosa. Esta gran concentración (la fovea es un disco de unos 0,2 mm de diámetro) junto con este acoplamiento hace de ellas las responsables de la visión de los detalles finos (alta resolución), si bien es una visión de baja sensibilidad, de forma que esta visión (**visión fotópica**) funciona bien solamente en condiciones de buena iluminación.

Finalmente, es en el cerebro donde la "escena" es interpretada completando el proceso de la visión. Este proceso se repite a una frecuencia estimada de unas 65 imágenes por segundo. No obstante, la identificación de una imagen necesita de unos requerimientos de integración temporal que reducen la capacidad de la visión hasta unas 24 imágenes por segundo.

Las características psicofísicas de la visión humana condicionan el diseño de los monitores en cuanto a las prestaciones que éstos deben ofrecer para permitir un acoplamiento óptimo entre la producción y la interpretación de la imagen médica. En este apartado describiremos estas características mediante las magnitudes conocidas de resolución, contraste y ruido, así como la tasa de refresco de imágenes ya descrita.

### 2.4.2. Resolución

De acuerdo con lo descrito más arriba, la resolución de la visión es máxima en la zona central (fóvea) y es allí donde se tiende a focalizar los objetos de interés para el observador. Por otra parte, dada la baja sensibilidad de los bastones, la resolución que se puede alcanzar depende la luminancia promedio de la escena, así como de la duración temporal de la misma. Dentro de esa iluminación promedio diferenciamos entre la luminancia del fondo y el contraste del objeto respecto de este, aunque teniendo en cuenta que las imágenes radiológicas se caracterizan por detalles de bajo contraste en un fondo gris, es preferible hablar de umbrales de contraste.

A partir del modelo de Barten [2] podemos obtener una relación entre la luminancia del fondo, el umbral de contraste y la resolución espacial en condiciones de visión próxima (30 cm) y a distancias normales (60 cm). Existe el consenso de considerar un contraste umbral del 5% como necesario para identificar un detalle.

En esas condiciones, encontramos una frecuencia de unos 5 pl/mm para la visión próxima y de unos 2.5 pl/mm para la visión a distancia normal, lo que implica que un monitor de 21" debería tener entre: 1600 x 2133 y 3200 x 4267 píxeles para visión próxima. Es decir los monitores existentes en el mercado cumplen con los requerimientos de la visión cuando el observador está a la distancia habitual pero no cuando se aproxima al monitor.

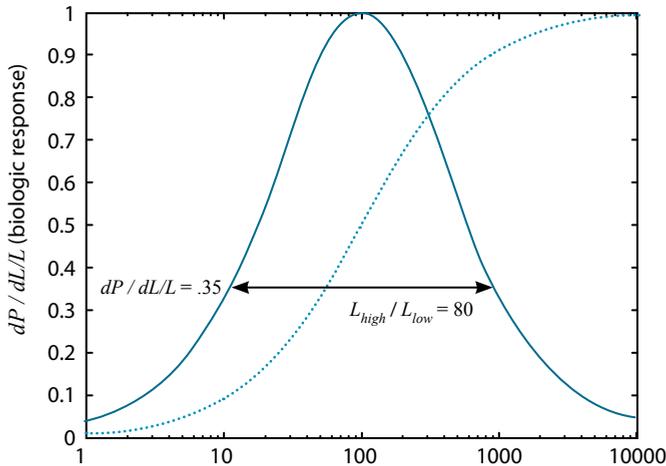
Existen otros dos puntos a destacar:

- Los monitores CRT presentan una *MTF* de forma gaussiana, de modo que la percepción de los detalles se ve afectada por este píxel cuya función de dispersión de punto se extiende más allá de las dimensiones del píxel.
- Los monitores LCD deben funcionar con su resolución nativa, es decir al número de píxeles definidos por las dimensiones de la matriz activa. Aunque la tarjeta gráfica permita el empleo de otras resoluciones, dichas resoluciones se forman en el monitor mediante el **dithering**, es decir mediante un cambio en el nivel de gris de los píxeles respecto del valor original para causar la sensación de un cambio de resolución. Esto es, lo que cambia realmente no es la resolución del monitor sino la asignación de grises a cada píxel.

### 2.4.3. Contraste

#### Rango de luminancias

El ojo humano tiene un rango de respuesta aproximado de  $10^{10}$ , si bien el rango dinámico en una sola imagen es mucho menor (entorno a  $10^4$ ). Cuando el ojo está completamente adaptado a la imagen la respuesta biológica para el sistema completa de la visión puede ser descrito aproximadamente por la expresión  $P=L / (L + S)$ , donde  $L$  es la luminancia y  $S$  una constante que depende del grado de adaptación. Esta relación es más útil cuando se expresa como una relación de contraste biológico  $\Delta P/\Delta C$ , siendo  $C$  el contraste físico definido como  $(L - L_{med})/L_{med}$ . Si diferenciamos de la expresión anterior obtenemos una curva como la de la figura 9. En ella se puede observar que el contraste biológico es máximo cuando el ojo está adaptado a una luminancia promedio.



**Figura 9.** Relación entre la respuesta biológica y la luminancia promedio de la imagen [5].

En ese sentido cuando se observa toda una imagen el rango de luminancias dentro de la imagen debe ser tal que la respuesta biológica sea suficiente en todas ellas (se detecte toda la gama de grises presente). Se acepta que dicho rango es tal que  $L_{high} / L_{low} \leq 80$  (lo que supone aproximadamente un 35% de la respuesta óptima).

Ahora bien, para mostrar detalles finos con un contraste suficiente (es decir para detectar un borde) un monitor debe ser capaz mostrar frecuencias espaciales elevadas con una modulación de  $\pm 50\%$ , lo sustituyendo en la desigualdad anterior:

$$L_{max} = 1,5 L_{high} \text{ y } L_{min} = 0,5 L_{Low} \Rightarrow L_{max} / L_{min} \geq 240.$$

### Profundidad de píxel

Cuando el contraste del objeto disminuye, el detalle se hace menos visible hasta que llega un punto en que deja de percibirse (JND por *just noticeable difference* en inglés). Este punto, conocido como umbral de contraste varía con la luminancia del fondo (véase más adelante el modelo de Barten [2]). Así pues, el rango de luminancias de un monitor condiciona el número máximo de JND que pueden percibirse y por consiguiente la profundidad del píxel (número de bits empleados en codificar los niveles de gris).

$L_{min}$	$L_{max}$	JND
0.5	120	450
1	240	530
2	480	600
5	1,200	680
10	2,400	730

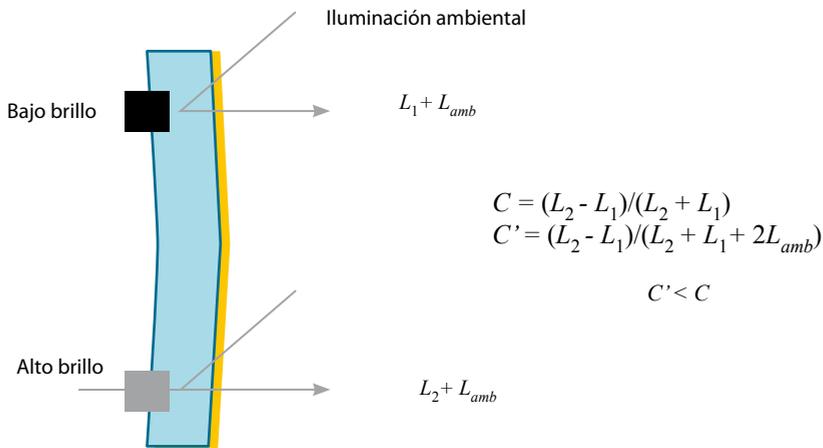
**Tabla 2.** JND para monitores con un rango de luminancias de 240 [5].

### Velo luminoso

Existe un factor adicional que reduce el contraste de un monitor: el velo luminoso (ver figura 10). El velo luminoso a su vez puede estar originado por la luz reflejada del entorno (ya sea especular, cuando procede de fuentes puntuales o difusa, cuando procede de la iluminación ambiental) o por la dispersión de la luz propia en la superficie del monitor (múltiples reflexiones en el cristal para los CRT) o *crosstalk* (el campo eléctrico de un píxel afecta a los vecinos) para los LCD.

Para tener en cuenta la pérdida de contraste por su propia luz, todos los monitores especifican la relación de contraste, definido como  $L_{100} : L_0$ . Medido con toda la pantalla en blanco (100% brillo) y un círculo central negro de 1 cm de diámetro.

Los monitores CRT suelen llevar una capa antirreflejante que elimina parcialmente el problema. En los LCD el problema está resuelto para los TFT, de modo que la relación de contraste caracteriza la capacidad para opacificar completamente el cristal líquido. En ese sentido quién ofrece la mayor relación de contraste (es decir los negros más puros) son los monitores MVA, mientras que los IPS son algo inferiores en ese aspecto.



**Figura 10.** Origen del velo luminoso.

### Ángulo de visión

Finalmente hemos de tener en cuenta la variación del contraste con la visión. El ojo humano tiene una respuesta que varía según el inverso del coseno del ángulo de visión. Algunos dispositivos (conocidos como lambertianos) tienen la propiedad de emitir la luz según el coseno del ángulo de forma que la intensidad de la luz percibida no varía con el ángulo de entrada en el ojo. Los monitores CRT sí son lambertianos mientras que, en principio, los monitores LCD no lo son.

También es conocido que el contraste de los monitores disminuye con el ángulo, de forma que cuando nos aproximamos (30 cm) los laterales de nuestro campo de visión pueden estar afectados por una notable pérdida de contraste. Se han realizado grandes avances en este aspecto desde los DSTN primeros (90° en horizontal y 50° en vertical) hasta los actuales (170° a 178° en ambos sentidos), si bien estos ángulos están definidos para relación de contraste de tan sólo 10:1. En este sentido las tecnologías IPS se comportan mejor, destacando la super-IPS que permite una visión a grandes ángulos (100° en ambos ejes) sin prácticamente pérdida de contraste, lo que permite una adecuada visualización incluso a distancias próximas.

#### 2.4.4. Ruido

La presencia de ruido es responsable de la pérdida del contraste percibido. El modelo de Rose sobre el que se basan multitud de objetos de test de contraste-tamaño del detalle describe esta relación.

Brevemente, Rose detectó que el umbral de la relación señal-ruido a partir del cual un objeto es diferenciado de un fondo ruidoso es  $SNR \geq k$ , siendo  $k$  una constante que varía entre 5 y 7 dependiendo del observador.

Ahora bien, podemos describir  $SNR = C \cdot N^{1/2}$  siendo  $C$  el contraste del objeto y  $N$  el número promedio de fotones que alcanzan el ojo.

A continuación sustituycamos  $N = \Phi \cdot A$ , siendo  $\Phi$  la fluencia y  $A$  el área del objeto.

Finalmente si asumimos un objeto circular y agrupamos todas las expresiones anteriores:

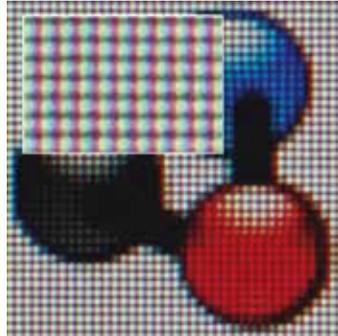
$$SNR^2 = C^2 \cdot \Phi \cdot \pi \cdot r^2 \geq k^2$$

Es decir, **el umbral de contraste por el tamaño del detalle crece linealmente con el ruido relativo.**

En cualquier caso, utilizando este modelo es posible establecer un umbral de ruido debido al monitor por debajo del cual, podemos considerarlo despreciable en relación al ruido propio de la imagen. Por ejemplo, en el caso de la mamografía digital, asumiendo un ruido promedio de la imagen entorno al 2% ó 2,5%, esto implica un ruido del monitor de entorno al 0.7% o según el modelo de Rose 0.03 mm en el producto contraste-tamaño [6].

El ruido del monitor procede de dos causas:

- Fluctuaciones en la luminancia: En los monitores CRT el ruido se debe principalmente al granulado del fósforo con una marcada dependencia según el tipo (mayor para P104 que para P45). En los monitores LCD el ruido es mucho menos apreciable y está generalmente asociado a ruido electrónico y a faltas de uniformidad de los monitores.
- Ruido estructurado: La fuente principal de ruido estructurado en los monitores CRT son las líneas de barrido, mientras que en los LCD podemos considerar como tal la estructura de los sub-píxeles (los dominios o zonas opacas como se muestra en la figura 11). No está claro cómo influye el ruido estructurado en la visión, hay indicaciones científicas de que la visión es capaz de sustraer estructuras de una imagen mediante un mecanismo conocido como *prewhitening* [6].



**Figura 11.** Ruido estructurado para un monitor LCD. Fuente Wikipedia ([www.en.wikipedia.org](http://www.en.wikipedia.org)). Licencia libre

#### 2.4.5. Frecuencia de refresco / Tiempo de respuesta

Ya hemos descrito que para que no se produzca una fatiga visual en el observador es importante que el monitor empleado sea capaz de darnos más de 65 imágenes por segundo. En los monitores de CRT debido por el sistema de barrido sí que se aprecia un parpadeo de la imagen cuando funcionan con bajas frecuencias de refresco.

El caso de los monitores LCD es distinto, pues en ellos no hay un barrido que refresque los valores de píxel, de forma que el nivel de gris es continuo mientras que no haya cambios en la imagen original, lo que permite una mayor comodidad de observación. En consecuencia, no tiene sentido hablar de frecuencia de refresco.

Lo que sí es detectable es el tiempo que tarda el cristal líquido en cambiar de estado (transparente a opaco), conocido como tiempo de respuesta. De manera que un tiempo de respuesta largo origina una sensación de arrastre o desvanecimiento en los objetos en movimiento.

Los monitores actuales tienen tiempos de respuesta entre niveles de gris del orden de 5 ms. Debidos entre otros al mecanismo de sobre disparo (*overdriving*) descrito más arriba. Ahora bien, ISO sólo acepta como descripción del tiempo de respuesta el tiempo de paso de blanco a negro (más exactamente del 10% al 90% de negro). En estos casos los tiempos son más elevados (al menos nominalmente), sin embargo dan muy poca idea del comportamiento dinámico del cristal líquido.

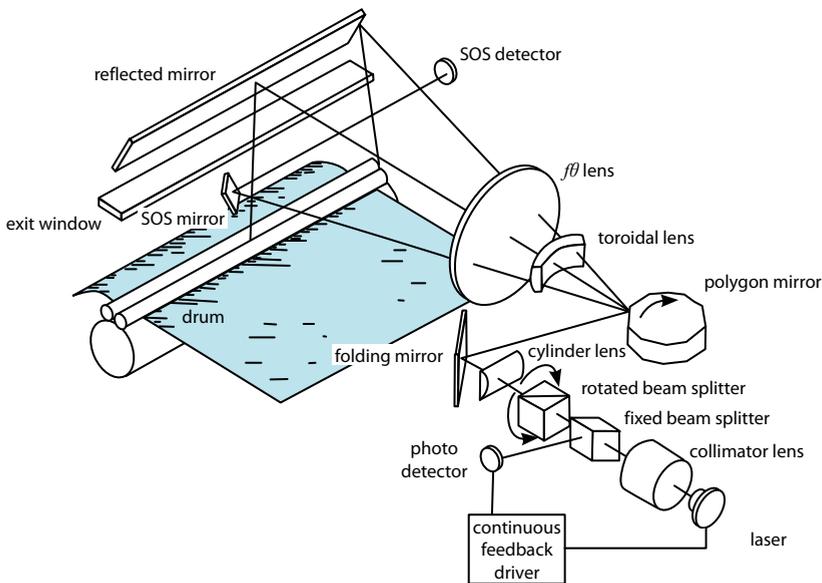
Esto es así porque la velocidad de respuesta depende del cambio en el campo eléctrico aplicado y por tanto de la transición entre niveles de gris deseada, de forma que al pasar de un nivel de gris a otro similar el cristal rota más lentamente que al pasar a un nivel de gris mucho más alejado.

### 3. Impresoras

El otro sistema de presentación de imágenes en radiología digital son las placas impresas: actualmente existen dos tecnologías de impresoras concurrentes en el mercado.

#### 3.1. Impresoras láser secas

El funcionamiento de dichas impresoras se puede entender atendiendo a la figura 12. Un haz láser incide en una película fotográfica. El barrido de la película se logra mediante un espejo deflector (*fast scan*) en la dirección "horizontal" y unos rodillos que mueven la película (*slow scan*) en la dirección "vertical". El nivel de gris se logra modulando la intensidad del haz láser, ya sea directamente en el diodo emisor o mediante otro sistema (con fuentes láser de He-Ne).



**Figura 12.** Esquema de una impresora láser seca. Extraído de Frey & Sprawls 1997.

La complejidad del sistema de lentes se debe a la necesidad de que el perfil del láser sea el adecuado y que el barrido sea uniforme en todo el eje horizontal. Por el mismo motivo, es crítico el movimiento de los rodillos para garantizar la uniformidad del barrido en el otro eje.

El procesamiento de la película una vez impresa depende de si ésta es del tipo "húmeda" (es decir con un procesamiento mediante líquidos revelador, fijador y de

lavado) o “seca”. En el primer caso puede ser fuente de los mismos artefactos que se presentaban en las imágenes “clásicas”, aunque dicha tecnología está completamente en desuso.

### 3.2. Impresoras termográficas

La otra tecnología son las impresoras termográficas. En este caso un cabezal formado por una matriz de termorresistencias va pasando cerca de la película donde deposita su energía en forma de calor. En la emulsión de esta película sólo existen cristales de behenato de plata que se activan con el calor produciendo la opacificación de la película que es proporcional a la cantidad de calor depositada.

Esta tecnología es *a priori* más barata y robusta que la anterior, aunque los valores de resolución son (también *a priori*) ligeramente inferiores.

Como en el caso de los monitores el empleo de una curva de grises adecuada hace que la placa final tenga una respuesta “sensitométrica” adecuada. También como con aquellos, es esencial que todas las impresoras del servicio den una respuesta uniforme de modo que la imagen no presente diferencias dependiendo de la impresora empleada.

Añadir obviamente que el empleo de este sistema para el diagnóstico implica un control de calidad para los negatoscopios.

### 3.3. Características de las impresoras

#### 3.3.1. Resolución

Aplicando el razonamiento visto en los monitores, las impresoras cumplen sobradamente con los requerimientos de hasta 5 pl/mm dado allí. Aquí el requerimiento más fuerte proviene del hecho de que la placa constituye en sí una imagen “definitiva” que no admite un tratamiento posterior (como una lupa), de forma que debe cumplir con los requerimientos dados por las modalidades de imagen. En cualquier caso la resolución no es un problema, oscilando los valores nominales del tamaño de píxel entre los 100  $\mu\text{m}$  (5 pl/mm) para las dedicadas a múltiples modalidades y los 50  $\mu\text{m}$  (10 pl/mm) para impresoras dedicadas a mamografía.

### 3.3.2. Contraste

Recuperando la expresión dada para los monitores y asumiendo un velo de 0,3 *DO*:

$$L_{max} / L_{min} \geq 240 \Rightarrow 10^{(D_{max} - 0.3)} \geq 240 \Rightarrow D_{max} \geq 2,6 \text{ DO}$$

Lo que tampoco es un inconveniente para las impresoras que ofertan densidades ópticas máximas de entre 3,3 y 3,6 *DO*.

Del mismo modo se puede decir que las impresoras actuales cumplen sobradamente con la gama de grises requerida.

### 3.3.3. Rendimiento

La capacidad de una impresora para atender las peticiones de impresión viene determinada por la velocidad de impresión. Actualmente dicha velocidad oscila entre 50 placas/hora para las impresoras de gama baja (sobremesa) y unas 200 placas/hora para las de gama alta. Además, estas últimas incorporan un disco duro que permite evitar rechazos en las solicitudes de impresión.

## 4. Calibración de los monitores e impresoras

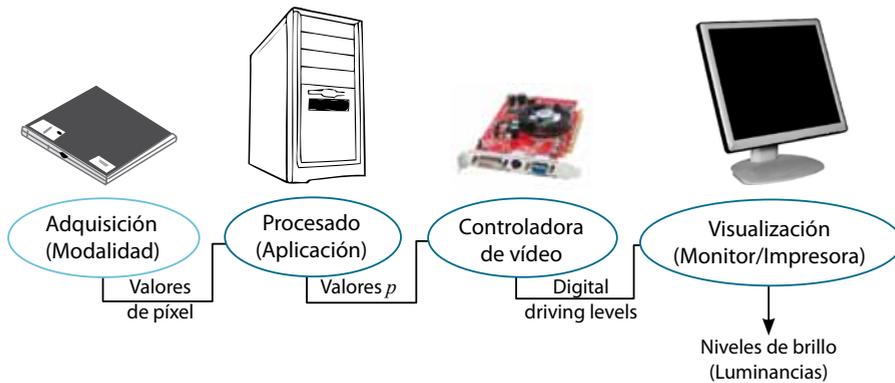
En un Servicio de Radiología digital se visualizan o imprimen imágenes de distintas modalidades por parte de radiólogos y clínicos con distintos medios que van desde los monitores de diagnóstico primario hasta los negatoscopios pasando por los monitores de los ordenadores de sobremesa empleados en las distintas consultas.

La agilidad y utilidad de este sistema digital va muy ligada a la consistencia de la visualización en este abanico de dispositivos. Con esta premisa se hace necesario un estándar que garantice esa consistencia.

### 4.1. El estándar DICOM 3

En el año 2000 el comité de DICOM editó un documento en el que se especificaba una escala de grises estandarizada para monitores e impresoras denominada (GSDF por *Grayscale Standard Display Function*). La escala se basa en el concepto de linealización perceptual, esto es, iguales cambios en los valores de píxel provocan iguales cambios en el brillo percibido.

Antes de seguir se impone una aclaración sobre el modelo DICOM en el mundo real (véase figura 13):

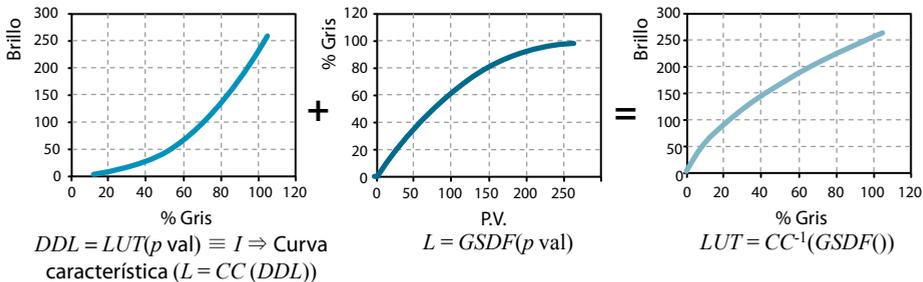


**Figura 13.** Conversión de los valores de píxel en niveles de brillo según el modelo de objetos DICOM [3].

- En primer lugar está la modalidad de adquisición (*modality*) que produce, tras algunas operaciones de preprocesado, una imagen digital consistente en una matriz de píxeles (*pixel values*). Dicha imagen queda almacenada dentro del PACS.

- Con posterioridad dicha imagen es cargada por una aplicación que puede someterla a una serie de transformaciones (cambios de brillo y contraste, zoom,...) o a un procesado posterior (realce de bordes, supresión de ruido,...). El resultado de dichas operaciones es enviado al hardware del equipo (tarjeta controladora de video), se conoce como valores  $p$  ( $p$  values).
- Dichos valores  $p$  son transformados por el hardware de acuerdo con una tabla de conversión (LUT por *Look Up Table*) en unos valores de voltaje (analógicos o digitales) denominados DDL (del inglés *digital driving levels*).
- Finalmente el monitor convierte esos DDL en una distribución espacial de luminancias. Dicha conversión tiene lugar en base a unos parámetros de ajuste (por ejemplo brillo y contraste) del monitor y en último extremo a las características físicas del monitor (curva característica). Nótese que, en general, esta curva no es ajustable.

Calibrar consiste entonces en **encontrar una transformación que nos lleve los valores  $p$  a niveles de brillo respetando el principio de linealización perceptual**, o sea, encontrar la GSDF. En la práctica, lo que se hace es aplicar una LUT unitaria para determinar la curva característica. El siguiente paso es determinar la LUT que nos devuelve una salida con la forma de la GSDF (ver figura 14).



**Figura 14.** Calibración de un monitor

## 4.2. El modelo de Barten

Lo siguiente es elegir la forma de la GSDF. Para ello el comité DICOM eligió el modelo de Barten [2,3].

El modelo de Barten tiene en cuenta una serie de factores psicofísicos:

- Ruido neural
- Ruido cuántico
- Ruido externo
- Función de transferencia óptica
- Límite de la capacidad de integración (espacial y temporal)
- Orientación
- Filtro temporal

Cada uno de estos factores limita la sensibilidad de contraste en un rango de luminancias o frecuencias espaciales de manera que al final se obtiene una ecuación que relaciona estas magnitudes.

Empleando unas condiciones experimentales determinadas (objetos de test pequeños con 2° de visión subtendida y modulación sinusoidal  $(\Delta L/2)\sin(\omega)$  a 4 ciclos/°; fondo uniforme de luminancia variable; distancia de observación de 250 mm) el modelo de Barten predice el umbral de contraste  $\Delta L/L$  que es "justo" detectable (por debajo del cual el observador no detecta el objeto) también conocido como JND.

A partir de este umbral DICOM construye la GSDF iterativamente como una tabla donde el valor de luminancia siguiente es tal que la diferencia entre ambas es justamente el valor del umbral de contraste:  $L_{j+1} = L_j + JND(L_j)$ . En ese contexto  $j$  se denomina el índice JND. DICOM también da una forma analítica de la GSDF mediante un ajuste a los valores de la tabla.

### 4.3. Autocalibración

Hoy día la mayoría de los monitores disponen de un sistema de autocalibración. Esta autocalibración se programa en determinados momentos y durante la misma el programa va midiendo la luminancia de una serie de niveles de brillo y va ajustando el mapa de grises en caso necesario.

No obstante hay un par de cuestiones que nos parece relevante destacar:

1. En algunos monitores el luxómetro suele ir en el marco de la pantalla. En este caso dicho luxómetro se mueve hasta quedar sobre la imagen para medir las luminancias en una de las esquinas o en un lateral. Teniendo en cuenta que uno de los grandes problemas de los monitores suele ser su falta de uniformidad hemos de estar seguro que se produce una compensación adecuada que garantice la correcta calibración de todo el monitor, y no sólo de la región medida.
2. Como resultado de la calibración se suele emitir un informe al “administrador” del control de calidad (generalmente el servicio técnico de la casa) de modo que hemos de asegurarnos de recibir una copia de dicho informe. También, ha de establecerse un mecanismo que asegure que cualquier usuario quede avisado de que el monitor no está bien ajustado, en el caso de que el resultado de la calibración no sea satisfactorio.

Las impresoras, en particular las de gama media-alta, también suelen llevar un sistema de autocalibración mediante una tira sensitométrica y un densitómetro incorporado a la propia máquina.

### 4.4. Otras Cuestiones

Finalmente, hay que puntualizar algunas cuestiones:

- La fórmula derivada a partir del modelo de Barten está definida para un patrón de brillo constante en un fondo de brillo variable, de manera que el ojo se adapta completamente antes de visualizar el objeto (lo que se conoce como adaptación variable). Sin embargo, una imagen radiológica consiste en multitud de detalles sobre fondos de brillos diferentes y no uniformes, de manera que el ojo se adapta a la imagen en su conjunto, sin variar al centrarse en uno u otro detalle (adaptación fija). En estas condiciones, el umbral de contraste crece para luminancias elevadas, al contrario de lo predicho por el modelo de Barten [1,6].
- En cualquier caso, lo fundamental es el impulso de normalización de la respuesta de los dispositivos de visualización, quedando incluso la linealización perceptual como un objetivo secundario, tal y como reconoce el propio comité DICOM.

- Por último, si bien el comité DICOM define la GSDF para los sistemas de visualización, deja a los fabricantes el modo en que dicha función debe ser implementada, es decir si la corrección se introduce en la aplicación, la tarjeta gráfica o en el propio monitor. Esto hace que los monitores pueden no ser intercambiables entre puestos de trabajo.

## 5. Referencias

- [1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE TASK GROUP 18. (2005). Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. *AAPM on-line report* no. 03.
- [2] BARTEN, P.G. (1666). Physical model for the contrast sensitivity of the human eye. *Proc. SPIE*, Vol, pp. 57–72 (1992)
- [3] DICOM PART 14 (2001). Grayscale standard display function. *NEMA*, Rosslynn, Virginia.
- [4] FLYNN, M.J. ET AL. (1999) High-Fidelity Electronic Display of Digital Radiographs. *RadioGraphics*, Vol. 19, pp. 1653–1669.
- [5] FREY, G.D., SPRAWLS, P. (Editors) (1997). The expanding role of medical physics in diagnostic imaging: Proceedings of the 1997 summer school. *AAPM*. Madison, Wi.
- [6] SAMEI, E. (2005). Techonological and Pscophysical Considerantios for Digital Mammographics Displays. *RadioGraphics*, Vol. 25, pp 491–501.



# **Tema 5:** Conectividad DICOM

**José Ignacio Jiménez Alarcón**



# Conectividad DICOM

*José Ignacio Jiménez Alarcón,  
Hospital Nuestra Señora de Candelaria, Tenerife*

## 1. Introducción

En fechas tan tempranas como 1983, tanto el colegio Americano de Radiología (ACR) como la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) formaron un comité para el desarrollo de un estándar mediante el cual los equipos digitales de imágenes médicas pudieran compartir imágenes. La misión de este comité consistió en desarrollar una interfase entre los equipos generadores de imágenes con cualquier otro dispositivo que el usuario final quisiera conectarles.

Un año antes la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) había desarrollado un estándar para la grabación de imágenes en una cinta magnética [1]. Dentro de la definición de este estándar había dos ideas que se demostraron útiles al comité formado por la ACR-NEMA y que al final se acabaron adoptando.

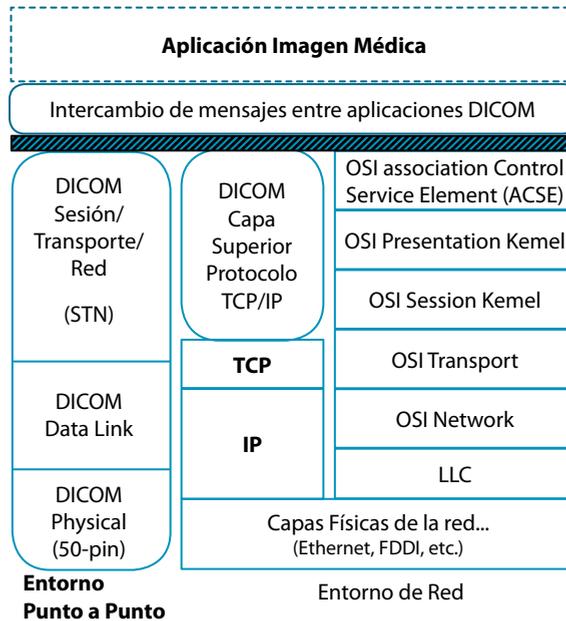
- Con la imagen se adjuntaba una cabecera conteniendo una descripción de la imagen con los elementos que la identificaban.
- Estos elementos eran de longitud variable e identificables por una clave que hacía referencia al nombre del elemento.

La primera versión del estándar, ACR-NEMA 1.0 se publicó en el año 1985. Con su publicación, el comité formado pasó a ser un grupo de trabajo para el seguimiento y desarrollo de futuros avances del estándar. Fruto de este trabajo continuo fue la publicación en 1988 de la segunda versión del mismo, en la cual se añadían elementos nuevos y se corrigieron los errores detectados en la primera versión del mismo.

El problema que se planteó con la versión 2.0 del estándar es que este partía de una comunicación entre ordenadores tipo punto a punto (P2P), mientras que muchos usuarios pretendían conseguir una conexión entre los diferentes sistemas de imágenes y su red informática. Dado que el estándar no estaba

pensado para conectar equipos médicos directamente a redes informáticas, la resolución de este tema implicaba una profunda remodelación del mismo.

Mediante la revisión de los tipos de servicios necesarios para comunicarse entre las diferentes redes, además de la conexión punto a punto, ya implementada, se eligieron otras dos. La elección se basó tanto en su popularidad como en la posibilidad de llevar a cabo futuras expansiones del protocolo de internet TCP/IP y el estándar internacional de conexiones ISO-OSI. En la figura 1 se muestra la filosofía básica del diseño, en la que se observa que está modelado en una serie de capas independientes, de tal forma que la comunicación entre aplicaciones de ejecuta de forma transparente, se independiza de la red y facilita los posibles cambios, mejoras en las redes de comunicación sin la necesidad de reescribir de nuevo las aplicaciones.

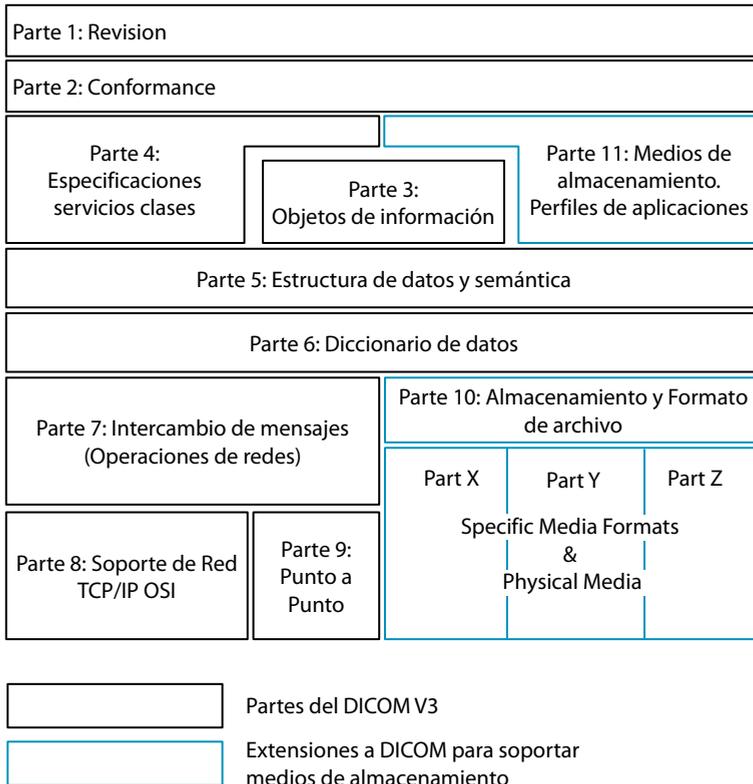


**Figura 1.** Esquema general del transporte de la imagen médica.

## 2. DICOM 3.0

### Composición del estándar

El estándar DICOM, disponible tanto en forma impresa como en forma electrónica, consta de una serie de partes, en las que cada una de ellas se refiere o explica un componente determinado del mismo.



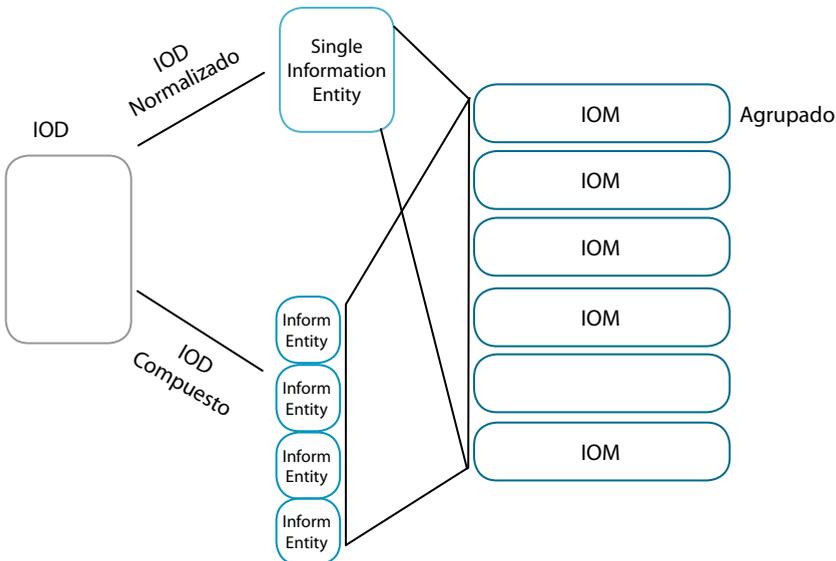
**Figura 2.** Esquema del estándar DICOM.

Las diferentes partes de que consta el estándar DICOM están interrelacionadas entre ellas y de una modo general consisten en:

- Parte 1: Introducción y descripción general. Esta parte provee una descripción general del estándar, su historia, desarrollo y objetivos, conteniendo una breve descripción de los objetivos de cada parte del mismo.
- Parte 2: Define los principios que deben de cumplir todas aquellas implementaciones que digan que soportan el estándar.
  - Requerimientos de conformidad
  - Conformance statements
  - No obstante DICOM no especifica ningún procedimiento de validación o de test para asegurar esa conformidad
- Parte 3: Especifica el número de objetos de información y clases. Tanto los objetos de información como las clases proveen una definición abstracta de entidades reales, aplicables para la comunicación de imágenes médicas e información relacionada.

### 3. IOD (Objetos de información)

Un objeto de información (IOD) es una colección de partes de información relacionadas, agrupadas en entidades más pequeñas denominadas entidades de información. Cada una de estas entidades contiene información acerca de un elemento, tal como información del paciente, de una imagen etc. Dependiendo del contexto estos IOD pueden contener una sola entidad de información, se denominan entonces IOD normalizados, o ser una composición de varias entidades de información, denominándose entonces IOD compuestos. Los IOD compuestos pueden dar lugar a estructuras de información bastante complejas.



**Figura 3.** Clasificación de los objetos de información.

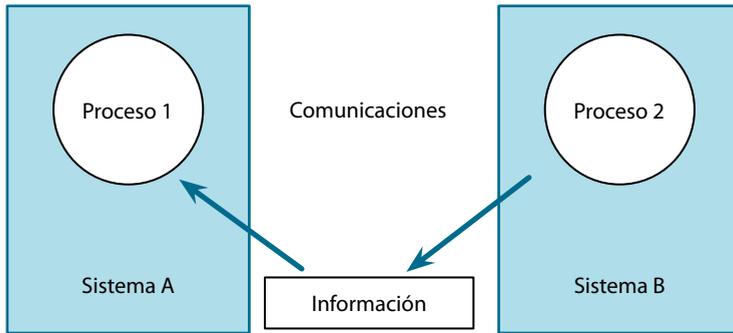
Una entidad de información consiste en atributos que describen un único trozo de información.

- Parte 4: define el número de clases de servicio. Una clase de servicio asocia uno o más objetos de información con uno o más comandos, los cuales se usaran sobre dichos objetos.
- Parte 5: especifica como las aplicaciones DICOM deben de construir y codificar el conjunto de datos, resultante de la utilización de objetos de información y clases de servicio. También especifica las técnicas de compresión de imagen admitidas por el estándar.

- Parte 6: Diccionario de datos. Define la colección de todos los elementos de DICOM.
- Parte 7: Intercambio de mensajes. Especifica tanto el servicio como el protocolo utilizado por una aplicación en un entorno de imágenes médicas, para el intercambio de mensajes.
- Parte 8: Especifica los servicios y los protocolos de las capas superiores, necesarios para soportar la comunicación entre aplicaciones DICOM en un entorno de red.
- Parte 9: Está retirada y definía las comunicaciones punto a punto.
- Parte 10: Especifica el modo general de almacenar imágenes en un medio removible.
- Parte 11: Especifica aquellos subconjuntos de DICOM a los que una aplicación dice que se adhiere. Estos subconjuntos son los que el estándar denomina perfiles de la aplicación.
- Parte 12. Funciones de almacenamiento y formatos para el intercambio de datos.
- Parte 13: Está también retirada y especificaba la impresión punto a punto.
- Parte 14: Especifica una función de visualización estándar, de tal forma que las imágenes se muestren de forma consistente en los diferentes dispositivos de visualización.
- Parte 15: Perfiles de seguridad. estos perfiles de seguridad deben de ser definidos referenciados a fuentes externas.
- Parte 16: Define las plantillas para estructurar los documentos como objetos de información DICOM.

## 4. Protocolo de comunicaciones DICOM

Antes de seguir avanzando en la explicación del estándar, es adecuada la introducción de conceptos de procesos distribuidos que ayudaran a clarificar la terminología que usa DICOM y que tantas veces produce confusión en los usuarios del mismo.



**Figura 4.** Procesos distribuidos.

Un modelo distribuido tiene al menos dos procesos intercambiando información, cada uno de ellos realizando sus propios procesos, pero al mismo tiempo dependiendo de la funcionalidad de cada lado. Un número de procesos distribuidos actuando conjuntamente proveen servicio por ejemplo a un departamento de radiología.

Antes de que estos procesos puedan actuar juntos, deben de seguirse una serie de pasos, por ejemplo deben de estar de acuerdo en el papel que juega cada uno de ellos y en las operaciones que cada uno puede realizar.

Lo primero que se tiene que definir es que papel jugará cada parte, cual es la que ejerce de cliente y cual es la que ejerce de servidor, esta relación define que parte toma la iniciativa en el proceso. En la mayor parte de los casos es el cliente, aunque en determinadas ocasiones es el servidor el que puede tomar la iniciativa.

Además de en los roles, ambos lados tienen que ponerse de acuerdo en la información que pueden intercambiar. Esta información queda definida por el contexto en el que esta implementado el proceso.

El como se procesa la información en cada parte es lo que se denomina operación. La combinación de estas variables, contexto, operación, relación e información es la parte más importante de un proceso distribuido y debe de ser determinada antes de que se puede realizar una implementación con éxito. Todos estos conceptos son parte del dominio de la aplicación. No tiene nada

que ver en como la información se intercambia dado que para ello se basan en protocolos de bajo nivel, transparentes a las aplicaciones.

Ambas partes deben determinar como se representa la información en bits/bytes y también el formato en que son transferidas. El intercambio físico propiamente dicho se realiza vía red o mediante medios de intercambio, cada uno de ellos con unas propiedades determinadas.

¿Como se traduce esto a DICOM 3.0? Por de pronto este sigue el mismo modelo de proceso distribuido que se ha explicado anteriormente, pero para complicarlo un poco cambia los nombres que hemos visto. Al cliente le denomina Service Class User (SCU) mientras que al servidor le denomina Service Class Provider (SCP), la relación entre ambas partes se define mediante la descripción de la "Clase de Servicio".

Parte de la clase de servicio son la información y las operaciones. En DICOM estos se combinan para formar lo que denomina SOP Class (Service Object Provider Class). Cada uno de estos servicios tiene completamente definidos los roles y operaciones que juega cada una de las partes.

Antes de que se pueda realizar un intercambio de información, la identificación de la SOP Class es un paso importante. El mecanismo para hacerlo dependerá de que se haga por red o mediante un medio de intercambio.

Como el medio más importante es la red, se explicarán a continuación los pasos que realizan dos aplicaciones DICOM para comenzar la relación entre ellas. Las partes 7 y 8 del protocolo, explican los mensajes y como establecer las comunicaciones iniciales entre diferentes aplicaciones

El punto importante a tener en cuenta es que el intercambio de información DICOM no puede ser realizado hasta que ambas aplicaciones han establecido una asociación donde queda delimitado el papel que juega cada una de ellas y la información que pueden intercambiar.

La codificación de los mensajes que en este momento se transfieren las aplicaciones DICOM, se realiza mediante unos paquetes de datos que se denominan Protocol Data Units (PDU). Para facilitar la comunicación la sintaxis de dichas PDU está completamente fijada en el estándar. Estos PDU están contruidos mediante una serie de campos fijos y que deben de estar de forma obligatoria junto con una serie de campos opcionales que pueden contener uno o más elementos de longitud variable.

Establecer la asociación. Una de las aplicaciones ha de enviar una petición de asociación a la otra parte, para ello envía a la otra aplicación un mensaje consistente en los siguientes campos.

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	01H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
7-8	Versión Protocolo	Es un campo de dos bytes que identifica la versión del protocolo de comunicaciones DICOM que se esta utilizando
9-10	Reservados	Tienen que tener un valor 0000H
11-26	AE llamada	Nombre de la aplicación de destino. Aplicación a la que se esta llamando
27-42	AE llamando	Nombre de la aplicación que esta pidiendo la asociación.
43-74	Reservado	Todos los bytes tienen que tener un valor 00H
75-xxx	Campo variable	Este campo variable debe de contener los siguientes elementos: Una aplicación de contexto, uno o más elementos de presentación y uno o más elementos de presentación de usuario

El campo más interesante en información es el correspondiente al listado de definiciones de contexto. Consiste en un listado conteniendo una o más presentaciones, cada una de ellas debe constar de una identificación, un nombre de sintaxis y nombres de transferencia de sintaxis, todas estos valores se explican en la parte 3 del protocolo DICOM.

#### Contexto de la aplicación

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	10H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
5-xxx	Nombre del contexto de la aplicación	Debe de ser un nombre valido, según se define en la parte 8 del protocolo DICOM

#### Contexto de presentación

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	20H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
5	ID del elemento	Un numero entre 1 y 255
6	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
7	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
8	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
9-xxx	Sintaxis de transferencia	Este campo variable debe de contener los siguientes elementos: Un elemento de sintaxis y uno o más elementos de sintaxis de transferencia

#### Abstract de sintaxis

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	30H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
5-xxx	Nombre del abstract de sintaxis	Estos nombres se encuentran definidos como UID en la parte 5 del protocolo

#### Sintaxis de Transferencia

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	40H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
5-xxx	Nombre de la sintaxis de transferencia	Estos nombres se encuentran definidos como UID en la parte 5 del protocolo

En este campo variable también se encuentra la información de usuario, esta información se negocia la longitud máxima de los mensajes que cada aplicación soporta, el numero máximo de aplicaciones abiertas de forma an-sicrona que una aplicación soporta y lo que es más importante se negocia el papel de cada una de las aplicaciones, quien lo hará como cliente y quien lo hará como servidor.

La aplicación a la cual se le esta pidiendo la asociación debe de responder a la otra aplicación con un mensaje construido con los siguientes elementos.

Byte	Campo	Descripción
1	Tipo de PDU	02H
2	Reservado	Tiene que tener un valo 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
7-8	Versión Protocolo	Es un campo de dos bytes que identifica la versión del protocolo de comunicaciones DICOM que se esta utilizando
9-10	Reservados	Tienen que tener un valor 0000H
11-26	Reservado	Nombre de la aplicación de destino. Aplicación a la que se esta llamando
27-42	Reservado	Puede tener el mismo valor que el campo equivalente en la petición de asociación, pero se puede dejar en blanco
43-74	Reservado	Puede tener el mismo valor que el campo equivalente en la petición de asociación, pero se puede dejar en blanco
75-xxx	Campo variable	Este campo variable debe de contener los siguientes elementos: Una aplicación de contexto, uno o más elementos de presentación y uno o más elementos de presentación de usuario

El campo de los elementos de presentación de contexto es el campo interesante en este caso porque contiene la respuesta de la aplicación que es llamada a cada una de las operaciones propuestas por la aplicación que llama. Este parámetro indica la aceptación o rechazo de cada una de las presentaciones de contexto propuestos por la aplicación que inicia la asociación. Se debe de contestar a cada de las propuestas recibidas, bien con una aceptación o rechazo de la misma.

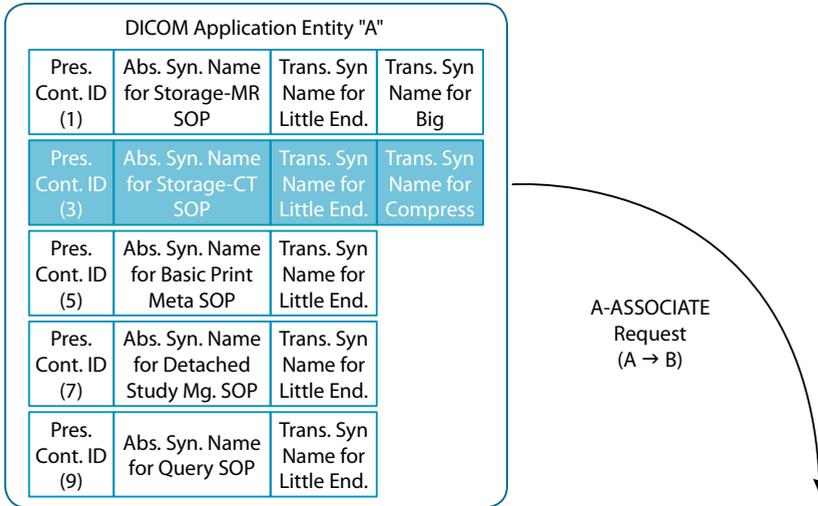
**Contexto de presentación**

<b>Byte</b>	<b>Campo</b>	<b>Descripción</b>
1	Tipo de PDU	21H
2	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
3-6	Longitud PDU	Numero de bytes desde el primer byte del siguiente campo hasta el ultimo byte del campo variable
5	ID del elemento	Un numero entre 1 y 255
6	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
7	Resultado	Numero entero con uno de los siguientes valores • 0: Aceptado • 1: Rechazado por el usuario • 2: Rechazado sin dar una razon • 3: Sintaxis de abstract no soportada • 4: Sintaxis de transferencia no soportada
8	Reservado	Tiene que tener un valor 00H
9-xxx	Elemento de Sintaxis de transferencia	Este campo debe de contener un Sub-elemento de transferencia de sintaxis

Además de este mensaje de aceptación de la asociación, el protocolo define otra serie de mensajes para liberar la asociación, terminar una asociación, etc. cada uno de ellos y su sintaxis son explicados en la parte 8 del protocolo.

Para explicar mejor estos conceptos que se han introducido aquí, se intentará un ejemplo en el que dos aplicaciones A y B intentan establecer una asociación mediante el protocolo DICOM.

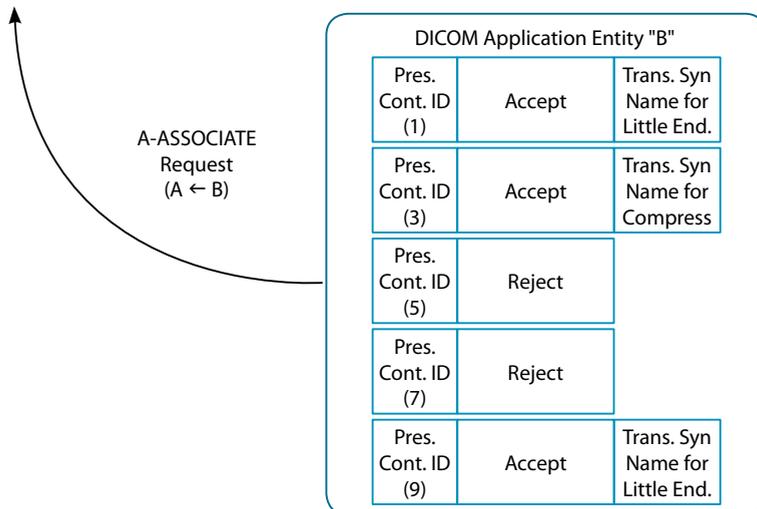
- La aplicación A envía a la aplicación B una propuesta de asociación con el formato explicado anteriormente, en la que le pide que se realice el archivo de una imagen de CT y de impresión entre otras... en la que puede jugar tanto el papel de cliente como el papel de servidor, siendo la longitud máxima del mensaje de 4096 caracteres.



**Figura 5.** Solicitud de servicios. Peticionario.

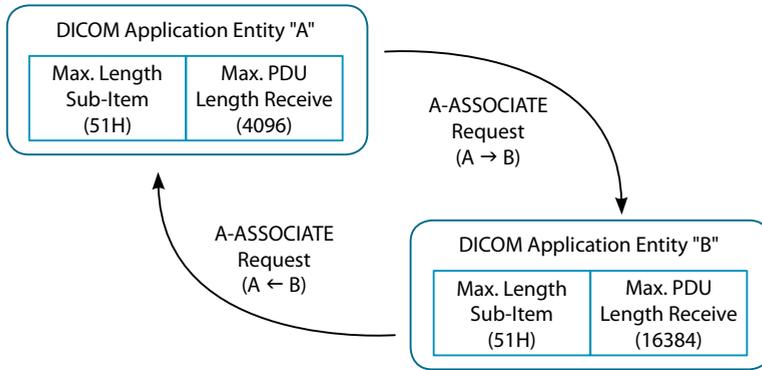
En este caso el elemento de presentación de contexto que nos interesa es el que tiene el ID 3. Se puede ver que admite dos sintaxis de transferencia Little Endian y Comprimida.

La aplicación a la que se hace la petición debe de responder a cuales de esas presentaciones de contexto esta de acuerdo.



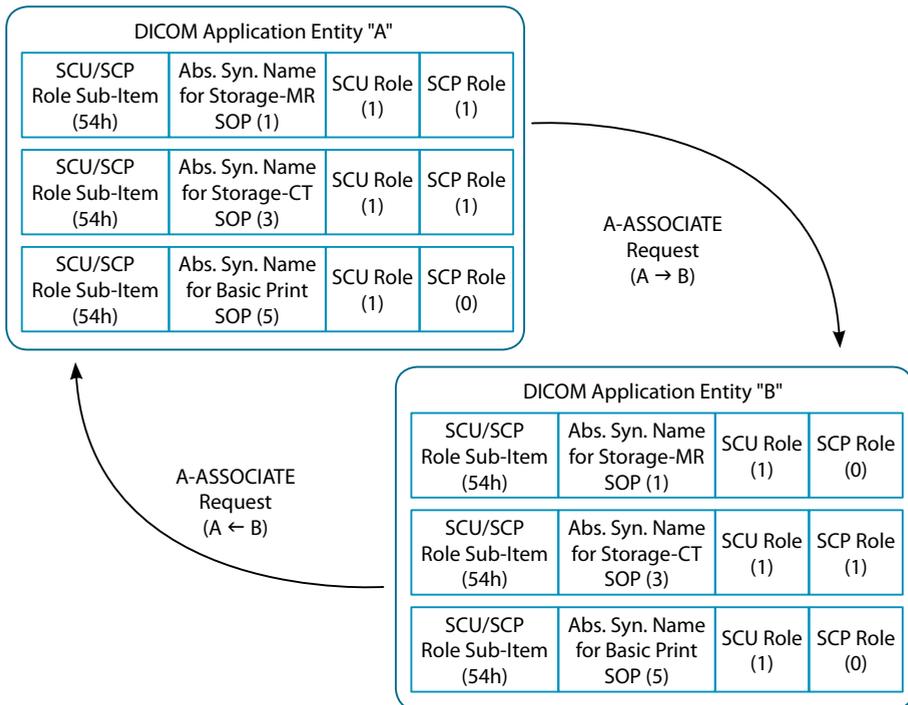
**Figura 6.** Solicitud de servicios. Destinatario.

Una vez que ambas aplicaciones se han puesto de acuerdo en las capacidades de cada una de ellas, el siguiente paso es negociar el tamaño de mensaje que acepta cada una de ellas.



**Figura 7.** Negociación entre aplicaciones. Tamaño del mensaje.

Y negociar el papel puede realizar cada una de las aplicaciones.



**Figura 8.** Negociación de servicios.

Con estas operaciones ambas aplicaciones ya han establecido la asociación.

El protocolo Dicom dispone de una serie de servicios de bajo nivel, que difieren en el modo de aplicación.

Un grupo de servicios se aplica a entidades compuestas, como puede ser una imagen de CT, y otro grupo de servicios se aplica a entidades normalizadas, como puede ser el nombre de un paciente

## 5. Dimse –C

- C-Store: Se utiliza cuando una aplicación necesita que la otra aplicación guarde una SOP compuesta.
- C-Dimse: Se utiliza para realizar búsquedas mediante una lista de atributos.
- C-Get: Se utiliza para recuperar información de una o más SOP compuestas, basándose también en una lista de atributos que se pasan a la aplicación.
- C-Move: Se utiliza para mover información entre aplicaciones.
- C-Echo: Se utiliza para verificar la comunicación entre aplicaciones.

## 6. Dimse-N

Proveen de servicios de operación y de notificación, pero son solamente aplicables a las entidades normalizadas

### 6.1. Servicios de Notificación

Existe solo un servicio de notificación N-EVENT-REPORT, que se utiliza para notificar que se ha realizado un evento sobre una entidad normalizada. Este servicio siempre espera una respuesta.

### 6.2. Servicios de Operación

- N-Get: Se utiliza para recuperar información.
- N-Set: Se utiliza para modificar información en una de las aplicaciones.
- N-Action: Se utiliza para realizar una acción determinada.
- N-Create: Se utiliza cuando se quiere crear una instancia de una SOP Class.
- N-Delete: Se utiliza cuando se quiere borrar un instancia previamente creada.

Todos los servicios DIMSE son servicios confirmados, esto es que esperan a que la aplicación donde se ha realizado la acción confirme que se ha realizado, con éxito o error, pero espera una confirmación de la misma.

## 7. C-Store

Este servicio es quizás el más importante, dado que permite almacenar las entidades compuestas. Es un servicio confirmado, es decir, la aplicación que este recibiendo la petición debe confirmar que se ha realizado el almacenamiento de la información.

Entre los parámetros de este servicio esta la entidad SOP tanto la clase como la instancia que se quiere almacenar. Este valor será diferente dependiendo del tipo de entidad compuesta que se quiera guardar.

El equipo al que se ha realizado la petición puede responder con una serie de mensajes tanto de error como de éxito de la operación. En el caso de que no se haya podido realizar con éxito debe de noticiar el porqué.

## 8. Query/Retrieve

La combinación de los servicios C-FIND y C-GET, permite la realización de consultas y la recuperación de datos entre dos aplicaciones.

C-FIND es también un servicio confirmado y busca la información mediante una lista de atributos que se transmiten a la aplicación de donde se quiere recuperar la información, la cual siempre ha de contestar con un código que indica como se ha realizado la operación.

Una vez realizada la búsqueda y dependiendo del resultado de la misma, se ejecuta el servicio C-GET para recuperar la información deseada, también otro servicio confirmado.

## 9. SOP- Classes

Prácticamente todas las operaciones que se pueden realizar en un servicio de diagnóstico por la imagen, están contempladas en el Standard DICOM, como entidades compuestas.

Debido a la gran cantidad de ellas que existen, solo nos detendremos brevemente en algunas de ellas.

## 10. CT IOD

Especifica una imagen que ha sido creada mediante un equipo de tomografía computarizada. Los módulos que la componen son lo siguientes:

IE	Modulo	Referencia	Uso
<b>Patient</b>	Patient	C.7.1.1	M
	Clinical Trial Subject	C.7.1.3	U
<b>Study</b>	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
	Clinical Trial Study	C.7.2.3	U
<b>Series</b>	General Series	C.7.3.1	M
	Clinical Trial Series	C.7.3.2	U
<b>Frame of Reference</b>	Frame of Reference	C.7.4.1	M
<b>Equipment</b>	General Equipment	C.7.5.1	M
<b>Image</b>	General Image	C.7.6.1	M
	Image Plane	C.7.6.2	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	Contrast/bolus	C.7.6.4	C – Requerido si se usa contraste en la imagen
	<a href="#">CT Image</a>	C.8.2.1	M
	Overlay Plane	C.9.2	U
	VOI LUT	C.11.2	U
	SOP Common	C.12.1	M

Estos módulos también nos sirven para describir una característica muy importante de DICOM y es que no todos los campos del estándar son obligatorios. Algunos de ellos pueden ser opcionales, los que están con U, y se dejan al libre albedrío del que ha realizado la implementación, mientras que otros campos son necesarios solo si se cumplen determinadas condiciones, como es en este caso el modulo de contraste.

### Modulo de una imagen CT

Attribute Name	Tag	Type	Attribute Description
Image Type	(0008,0008)	1	Image identification characteristics.
Samples per Pixel	(0028,0002)	1	Number of samples (planes) in this image
Photometric Interpretation,	(0028,0004)	1	Specifies the intended interpretation of the pixel data
Bits Allocated	(0028,0100)	1	Number of bits allocated for each pixel
Bits Stored	(0028,0101)	1	Number of bits stored for each pixel
High Bit	(0028,0102)	1	Most significant bit for pixel sample data.
Rescale Intercept	(0028, 1052)	1	The value <i>b</i> in relationship between stored values ( <i>SV</i> ) and Hounsfield ( <i>HU</i> ). $HU = m*SV+b$
Rescale Slope	(0028,1053)	1	<i>m</i> in the equation specified in Rescale
KVP	(0018,0060)	2	Peak kilo voltage output of the x ray generator used
Acquisition Number	(0020,0012)	2	A number identifying the single
Scan Options	(0018,0022)	3	Parameters of scanning sequence.
Data Collection Diameter	(0018,0090)	3	The diameter in mm of the region over which data were collected
Reconstruction Diameter	(0018,1100)	3	Diameter in mm of the region from within which data were used in creating the reconstruction of the image
Distance Source to Detector	(0018,1110)	3	Distance in mm from source to detector center

Se debe de tener en cuenta que solo los campos marcados con 1 deben de enviarse de forma obligatoria.

## 11. CR IOD

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
	Clinical Trial Subject	C.7.1.3	U
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
	Clinical Trial Study	C.7.2.3	U
Series	General Series	C.7.3.1	M
	CR Series	C.8.1.1	M
	Clinical Trial Series	C.7.3.2	U
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Image	General Image	C.7.6.1	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	Contrast/bolus	C.7.6.4	C - Required if contrast media was used in this image
	CR Image	C.8.1.2	M
	Overlay Plane	C.9.2	U
	Curve	C.10.2	U
	Modality LUT	C.11.1	U
	VOILUT	C.11.2	U
	SOP Common	C.12.1	M

## 12. MN IOD

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
	Clinical Trial Subject	C.7.1.3	U
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
	Clinical Trial Study	C.7.2.3	U
Series	General Series	C.7.3.1	M
	Clinical Trial Series	C.7.3.2	U
	NM/PET Patient Orientation	C.8.4.6	M

<b>IE</b>	<b>Module</b>	<b>Reference</b>	<b>Usage</b>
Frame of Reference	Frame of Reference	C.7.4.1	U
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Image	General Image	C.7.6.1	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	NM Image Pixel	C.8.4.7	M
	Multi-frame	C.7.6.6	M
	NM Multi-frame	C.8.4.8	M
	NM Image	C.8.4.9	M
	NM Isotope	C.8.4.10	M
	NM Detector	C.8.4.11	M
	NM TOMO Acquisition	C.8.4.12	C - Required if Image Type(0008, 0008) Value 3 is TOMO GATED TOMO RECON TOMO or RECON GATED TOMO
	NM Multi-gated Acquisition	C.8.4.13	C - Required if Image Type(0008, 0008) Value 3 is TOMO GATED TOMO RECON TOMO or RECON GATED TOMO
	NM Phase	C.8.4.14	C - Required if Image Type(0008, 0008) Value 3 Value 3 is DYNAMIC
	NM Reconstruction	C.8.4.15	C - Required if Image Type(0008, 0008) Value 3 Value 3 is RECON TOMO or RECON GATED TOMO
	Overlay Plane	C.9.2	U
	Multi-frame Overlay	C.9.3	U
Curve	C.10.2	U	
VOI LUT	C.11.2	U	
SOP Common	C.12.1	M	

## 13. Extensiones para radioterapia

Dicom provee de una serie de clases para los servicios de radioterapia, que conforman la extensión DICOM RT. Estas clases son

- RT Image.
  - El objetivo de este IOD es completar los requerimientos de transferencia de imágenes entre aplicaciones radioterápicas. Como especialización los parámetros numéricos de los campos de radiación pueden ser guardados con las imágenes.
- RT Dose
  - Las distribuciones de dosis pueden ser archivadas en una rejilla 2D o 3D. O bien como curvas de isodosis. Esta IOD puede también contener los histogramas dosis-volumen.
- RT Structure
  - Transfiere las estructuras de los pacientes y datos relacionados, obtenidos mediante el uso de CT, simuladores etc.
- RT Plan
  - Transfiere los planos de tratamiento. Estos planes de tratamiento contienen el fraccionamiento y también la colocación tanto de los haces externos como de las aplicaciones en braquiterapia.

## 14. Impresión en DICOM

La impresión en DICOM se realiza a nivel de aplicación y solo cubre el caso de los formatos estándar, no obstante se pueden obtener impresiones más especializadas si la aplicación modifica las imágenes que se van a imprimir a nivel de bits.

La impresión en DICOM consiste en tres procesos principales

- Proceso de Películas. Responsable de adquirir toda la información que se va a necesitar en la sesión de películas. Por sesión se entiende todas las películas que están relacionadas entre si (porque pertenecen al mismo paciente) o que se han generado en la misma estación de trabajo y que se envían a una sola impresora.
  - Cada película consiste en una o más imágenes y una o más anotaciones de texto.
  - Cada imagen consiste en los datos de la misma y pueden llevar añadidos planos de sobreimpresión.

Es a este nivel cuando se definen todos los parámetros de impresión. Para comenzar la sesión de películas se necesitan los datos de las imágenes que se van a imprimir, y los datos de cómo se van a presentar las imágenes. EL resultado final DICOM lo denomina trabajo de impresión.

- Proceso de la cola de impresión. Maneja todos los trabajos de impresión, pudiendo ser manipulada por el usuario.
- Proceso de Impresión. Este proceso es dependiente de la implementación y no esta dentro del estándar DICOM.

La impresión en DICOM es en gran parte dependiente de la implementación, aun así el estándar define unas MetaClases que cualquier implementación que sea conforme con la impresión DICOM debe de disponer de al menos una de ellas

- Impresión básica en escala de grises.
- Impresión básica en Color.
- Manejo de la cola de impresión.

La metaclase de impresión básica se corresponde con la funcionalidad mínima para la impresión y debe de disponer de:

- Imágenes preformateadas en escalas de grises o en color. Por imagen preformateada se entienden imágenes co gráficos superpuestos, anotaciones.
- Formatos de imágenes predefinidos.
- Parámetros de presentación básicos a nivel de sesión de películas, películas e imágenes.
- Manejo básico de los equipos.

De forma opcional tanto a nivel de SCP como de SCU se pueden disponer de los siguientes servicios:

- Anotaciones en las películas.
- LUT de presentación.
- Overlays.

Como la impresión más común en los hospitales es la impresión en escala de grises, nos extenderemos en esa MetaClase.

La impresión básica en escala de grises debe de soportar obligatoriamente las siguientes clases tanto a nivel de SCU como a nivel de SCP:

- Basic Film Session SOP Class.
- Basic Film Box SOP Class.
- Basic Grayscale Image Box SOP Class.
- Printer SOP Class.

Además de estas clases que se han detener de forma obligatoria, también se pueden disponer de forma opcional de las siguientes clases.

### Conformance Statements

Ya se ha visto que antes que para que dos implementaciones DICOM puedan conectarse, ha de realizarse una investigación preliminar para averiguar si dicha conexión es posible. DICOM resuelve esta situación utilizando tanto perfiles del sistema como perfiles de aplicación.

Un perfil se sistema contiene un listado de las funciones soportadas y de las limitaciones o extensiones a esas funciones. Este listado de funciones forman un perfil que debe de casar con los de otras implementaciones para que puedan cooperar. Estos perfiles se describen en un documento que debe de ser entregado con cada implementación DICOM: El Conformance Statement.

Este documento describe:

- SOP soportadas.
- Sintaxis de transferencia.
- Papel que realizara en cada una de ellas.
- La forma de implementar el trabajo en red, con las excepciones que pudiera haber, así como si existe la posibilidad de una conexión física.
- Describe los elementos configurables de la implementación.
  - Nombre de la aplicación.
  - Dirección de presentación. El puerto utilizado.
  - En su caso si es necesario el tamaño de las PDU utilizadas.
- Si el sistema soporta los juegos de caracteres extendidos.

Mediante la comparación de los conformance statements de cada una de las implementaciones se puede verificar a todos los niveles la conectividad entre las mismas. Pero debido a que la interpretación que cada una de ellas hace

de los atributos individuales, lo que no se puede asegurar nunca es la intraoperabilidad, necesiéndose siempre un posterior ajuste de cada implementación en el lugar de trabajo.

De forma habitual estos documentos añaden más información, con una descripción más detallada sobre como manejan la información, tales como los campos privados en el caso de que existieran, cuanto más detallada sea esta información, más fácil será realizar la conectividad y la intraoperabilidad de una implementación.

# **Tema 6:** Gestión integral de la imagen

**Julio Almansa López**



# Gestión integral de la imagen

Julio Almansa López  
Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada

## 1. Introducción

En los temas anteriores se ha realizado un recorrido por las características de los principales elementos tecnológicos presentes en un Servicio de Radiología con equipamiento "Digital". Desde la descripción de los sistemas de adquisición de imagen *CR* y *DR*, y de los sistemas de visualización, hasta la caracterización de la calidad de la imagen digital, y la exposición de los fundamentos y la importancia del procesado de la imagen.

Antes de entrar en la valoración de los controles de calidad asociados del equipamiento digital y la dosimetría a pacientes, es necesario hacer un alto y profundizar en un par de aspectos igualmente importantes,

1. El conocimiento de los principales estándares relacionados con la imagen médica. Fundamentalmente nos estamos refiriendo a DICOM (el estándar sobre el que se realizan las transacciones de imágenes médicas) tratado en el tema anterior, junto con HL7 (estándar de intercambio de datos clínicos, demográficos,...) e IHE (conjunto de especificaciones sobre como usar DICOM y HL7) a desarrollar en este tema.
2. Además debemos enfatizar las implicaciones de una adecuada "gestión integral" de la imagen. Para ello debemos conocer las cuestiones tecnológicas (sistemas/equipamientos, estándares a utilizar) asociadas, los aspectos relacionados con la implantación/aceptación de los nuevos sistemas, y por último, debemos incidir en el concepto de "estrategia de integración".

La introducción y presencia en España de las nuevas tecnologías digitales en el área del diagnóstico por la imagen presenta una grandísima variabilidad, comenzando por aquellos lugares que aún trabajan con chasis convencional y película, hasta aquellos en el que la imagen médica digital se encuentra ple-

namente integrada dentro de una historia clínica digital. Son los terminos medios los que, sin embargo, nos encontramos con mayor frecuencia: introducción de los *CR* sin almacenamiento en *PACS* y/o impresión en película, *PACS* deficientemente integrados con los sistemas de información radiológicos y/o hospitalarios, flujos de trabajo (digital) ineficientemente implementados y con parte de los equipos sin ser considerados en el mismo, etc.

Todas estas situaciones son pasos más o menos naturales dentro del proceso de digitalización de un servicio de radiología, sin embargo la sinrazón de cualquiera de ellos aparece cuando se analizan el modo en el que las tecnologías se han introducido en el sistema sanitario: mayoritariamente la introducción de nuevas tecnologías se concibe únicamente como unos "pelotazos" de inversión, desconexos unos de otros, sin un objetivo final de funcionamiento colaborativo de los sistemas. Más aún, una parte importante de la inversión es destinada a solventar los problemas locales de interconexión de equipos, los cuales no deberán existir o ser mínimos, en lugar de ser destinados a mejorar las prestaciones de los sistemas adquiridos.

De esta forma nos encontramos con sistemas *PACS* que únicamente actúan como pozos negros de las imágenes radiológicas al estar desconectados/desincronizados de los sistemas de información hospitalaria, con costosas modalidades condenadas a imprimir en película, con repeticiones de estudios porque somos incapaces de recuperar o tan siquiera de saber si se le realizó con anterioridad, de mas repeticiones porque carecemos de forma de compartir la información con el hospital situado cruzando la calle, etc.

Para poder cambiar esta situación debemos comenzar concebido la introducción de tecnologías digitales como un proceso de migración constante hacia el estado/administración/hospital/servicio digital, y no como un mero logro (del servicio, del hospital, de la administración) por poseer un equipo de última generación, con capacidades digitales, que desde luego no sabemos aprovechar, pero que además no podríamos aprovechar, a veces ni siquiera durante su vida útil. Debemos, en definitiva, realizar una correcta planificación (y por supuesto de mantener una continuidad) de la migración hacia un entorno digital.

Por las palabras "gestión integral" de la imagen médica, que aparecen en el título de este tema, no se pretende referirnos únicamente a la gestión dentro de un hospital de los registros digitales de imágenes diagnósticas, sino que hablamos de una gestión de los registros médicos, y en especial de la imagen medica a nivel supra-hospitalario, compartir la información para dar con soluciones a situaciones que si bien no son nuevas, si se pueden tratar de una forma nueva con las presentes tecnologías. Ejemplo de estas situaciones pueden ser el paciente desplazado temporalmente o de vacaciones, o que acude

a otra área sanitaria (aunque sea a 500 metros), las consultas a especialistas de hospitales de referencia, la mezcla de atención sanitaria privada y pública, etc.

Dedicaremos, a continuación, unas pocas líneas a intentar clarificar el marco propicio para una adecuada integración de los sistemas de gestión de imagen sanitarios, y más particularmente de los sistemas de información sanitaria.

## 2. El Hospital Digital

La progresiva implantación de los Sistemas de Información a todos los niveles en las Empresas Sanitarias esta produciendo un cambio de mentalidad y una reevaluación de los flujos de trabajo a todos los niveles hospitalarios. En un primer momento esta introducción del ámbito hospitalario a un mundo digital se realizo mediante la incorporación de grandes sistemas que pretendían hacer de todo. Estos grandes sistemas monolíticos han ido configurando la situación en la que nos encontramos actualmente en la que son los usuarios los que se han tenido que adaptar (y adaptar los flujos de trabajo) a las aplicaciones, y donde se han creado grandes islas de información (dentro de la institución, entre instituciones sanitarias, y entre administraciones) aisladas completamente y donde los flujos de información en papel juegan todavía un rol muy importante.

Este es un modelo basado en grandes aplicaciones con grandes competencias (y cuyos problemas internos de funcionamiento eran muy escasos) pero que resultaba muy frágil en su mantenimiento, muy difícil en su sustitución y que suponía un obstáculo a menudo insalvable para la compartición de la información.

Mas recientemente, y con la progresiva maduración del sector se ha producido un cambio significativo de la mentalidad de todas las partes implicadas, suministradores, instituciones, usuarios, etc.,. Al modelo que se esta imponiendo se le denomina **modelo de bazar**, en contraposición del **modelo de catedral** predominante hasta hace poco. Consiste en la capacidad de integrar multitud de sistemas muy específicos dentro del entorno global de la empresa; ya no se trata de encontrar y utilizar un sistema que cumpla con todas las funciones que estoy buscando implantar, sino de comenzar con una introducción paulatina de pequeños sistemas, de tal forma que la suma de todos ellos me permita alcanzar dichas funcionalidades, y cuya sustitución/ampliación/reestructuración no es ni de lejos tan traumática como la de un único sistema monolítico.

Este modelo trae importantes ventajas para todos los estamentos relacionados, p.ej. para unos resulta mas sencillo desarrollar aplicaciones modulares y mas especificas, para otros, las administraciones o los hospitales, facilita (y abarata) los procesos de planificación y renovación de estructuras, y a los usuarios

les permite analizar cuál debiera ser su flujo de trabajo óptimo y adaptar las tecnologías, los productos a dichas necesidades sin dependencias exageradas de los productos de un único suministrador.

Con la maduración del sector ha surgido también la necesidad de unir mediante puentes las islas de información existentes con la consiguiente aparición de una multitud de problemas asociados a la distinta arquitectura de datos e interfaces utilizados en las distintas áreas. Este punto es sin duda crucial por que es la base de la creación de la Historia Clínica Digital (*EHR*) hospitalaria e inter-hospitalaria.

### 3. Sistemas de Información asociados a la imagen médica

Es el momento de dar unas leves pinceladas sobre los principales sistemas relacionados con la gestión de la imagen medica en un sistema sanitario (y no sólo con la imagen medica, sino con los datos del paciente). Cuatro son los sistemas que describiremos brevemente (*HIS*, *RIS*, *PACS*, y las modalidades) y de los cuales podemos ver un esquema de las funcionalidades y las transferencias de información subyacentes en la figura 1.

***HIS***: Acrónimo de Sistema de Información Hospitalaria (Hospital information system). Se trata de un Sistema de Información Sanitaria designado para gestionar los aspectos administrativos, económicos y clínicos de un hospital, tanto los datos en soporte papel como informáticos, y cuyo objetivo es conseguir la mejor gestión posible del cuidado del paciente y de la administración hospitalaria.

Otro acrónimo bastante difundido es el de CIS - Sistema de Información Clínico (Clinical Information System), el cual haría referencia únicamente a la parte de gestión de los datos del paciente, a la historia clínica electrónica (*EHR* - Electronic Health Record).

Por ejemplo aquí se encontrarán englobados los sistemas de admisión, de facturación, de gestión de ordenes,...

***RIS***: Acrónimo de Sistema de Información Radiológico (Radiology Information System). Es el Sistema de Información utilizado en las unidades de Radiología para almacenar, manipular y distribuir datos asociados a los estudios radiológicos (informes, imágenes,...). Aquí se encontrarán englobados los sistemas de gestión de ordenes intra-servicio, los gestores de la lista de trabajo, los sistemas de dictado,...

***PACS***: Acrónimo de Sistema de archivo y transmisión de imágenes (Picture Archiving and Communication System). Se trata del sistema encargado de la gestión del almacenamiento de las imágenes (y otros objetos DICOM relacionados) generados por la instalación, su utilización en las estaciones de diagnóstico,...

**Modalidades:** Cualquier dispositivo que produzca como resultado de su funcionamiento imágenes digitales médicas (sistemas *CR*, *DR*, ecografos, *RMN*, *PET*,...), así como aquellos sistemas de análisis automático de la imagen (*CAD*) y otros sistemas generadores de evidencias médicas (electrocardiográficos, dispositivos de monitorización,...).

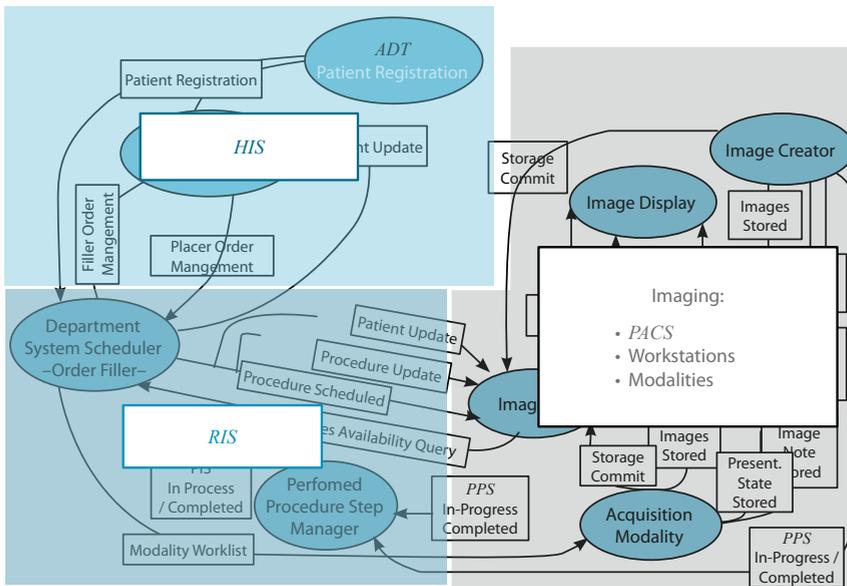


Figura.1

Queda completamente fuera del alcance de este texto una descripción completa de cuales deben ser las funcionalidades de "integración" de, por ejemplo, un *PACS*, o un equipo de radiología directa o de otros equipos no tratados en este libro (*TAC*, *RMN*, *Ecografos*,...), al igual que tampoco tiene sentido el describir sus características físicas o de integración en los flujos de trabajo departamentales u hospitalarios (imágenes médicas, informes, datos demográficos, facturación, etc). Además sobre los sistemas antes descritos resaltar que: (1) Aunque la definición de cada uno de estos sistemas de información parece bastante clara y delimitante en sus funciones, la realidad es muy distinta y dependerá de las necesidades de implementación en la empresa sanitaria. Así los márgenes entre unos y otros sistemas se difuminan compartiendo funciones. (2) Se han definido los cuatro principales Sistemas de Información relacionados con la imagen médica, aunque lo realmente relevante a la hora de realizar una gestión de compras, actualización, modificación de flujos de trabajo,..., es bajar un nivel y hablar de las situaciones clínicas que queremos que nuestros sistemas resuelvan, de que funcionalidades

se implementan, de la información que se transfiere o de como es utilizada y de como encajan esas funcionalidades dentro de las ya existentes en la empresa.

## 4. Interoperabilidad basada en el uso de estándares

Si importante resulta conocer los sistemas con los que trabajamos, mas aún puede ser el conocer los estándares existentes y que papel juegan en la construcción de un esquema de equipos sanitarios cooperando entre si.

La interoperabilidad se define como la capacidad de dos o más sistemas o componentes de sistemas para intercambiar información y lo que es mas importante para **entender y utilizar** dicha información de la manera en que se espera que lo haga. En base a esta definición, y para conseguirla, es necesario que el intercambio de información se realice en base a a) una sintaxis conocida, es decir una estructura de datos conocida y convenida, b) mediante el uso de un vocabulario específico bien definido y controlado, y c) mediante la utilización de unos procedimientos consensuados para el intercambio de los datos/estructuras así como del posible manejo de la información recibida.

Conseguir una ficticia interoperabilidad no supone “ninguna” dificultad en el caso de poseer un único sistema (o una única estructura de sistemas monolíticos), pero el problema surge cuando tratamos de integrar distintos sistemas heterogéneos en su concepción y su diseño. Sin la utilización de estándares comunes y abiertos se convierte en una labor muy complicada (por no decir imposible) y desde luego costosa (más del 20% por ciento de los presupuestos de tecnologías de la información se puede llegar a invertir en solventar problemas de integración).

### 4.1. Estándares internacionales de intercambio de datos sanitarios

La utilización de los estándares no son el objetivo en si mismo, sino las herramientas al servicio de una implementación efectiva y eficiente de infraestructuras, equipamiento, dispositivos, aplicaciones informáticas, sistemas de codificación, y estructuras organizativas y metodologías. Interesan por distintos motivos a los diferentes actores (proveedores, empresas del sector, y autoridades) de la Sanidad:

- Proveedores de servicios sanitarios, tales como hospitales, médicos y otros profesionales, al ser necesarias para facilitar la interoperabilidad entre diferentes sistemas aumentando por tanto la eficiencia en su trabajo. Por otra parte su uso generalizado debería llevar a una disminución de los costes de las aplicaciones y de su mantenimiento al facilitar un mercado competitivo.

- Integradores de sistemas y compañías desarrolladoras de software, al entender que su utilización favorecería la creación de sistemas modulares, evitando la proliferación de desarrollos a medida.
- Las autoridades sanitarias, al verlas como una herramienta importante para aumentar la eficiencia de los sistemas, al ayudar en la transición del papel al registro electrónico, al valorar la compartición de la información a lo largo de toda la organización y al poder ser utilizadas como ayuda para el control de calidad de los sistemas de información sanitaria.

Además, la adopción de estándares comunes aceptados internacionalmente puede considerarse como el primer paso hacia la certificación de software de uso médico, fruto de la maduración del sector y percibido también como una necesidad del mismo por motivos de seguridad y calidad del servicio.

Muchos son los estándares relacionados con la problemática de compartición de la información sanitaria, y mas aún en el marco de la continua y frenética introducción de nuevas tecnologías relacionadas con el acceso a la información médica (uso de *PDA*, acceso web a la historia clínica electrónica,...), así como con la preocupación por un acceso cada vez más fácil para los usuarios (una única autenticación en los sistemas) y más segura desde el punto de vista que estamos tratando con datos sensibles para los clientes del sistema.

Algunos de los estándares en uso para terminología/vocabulario son LOINC y SNOMED – SNOMED CT, mientras que para el intercambio de “mensajes” tenemos NTP, MIME, SNTP, X509, XML, XHTML 1.0, SQL, PS115-99, así como más de 20 normas RFC. Sin embargo dos siguen siendo los estándares por excelencia sobre los que se cimentan el 90% de los actos de intercambio de datos sanitarios (radiológicos), HL7, y DICOM. Como éste último ya se ha desarrollado extensamente en otra sección de este manual, nos centraremos aquí en dar una breve introducción a HL7.



Figura 2.

## 4.2. Introducción a HL7

HL7 es una organización sin ánimo de lucro constituida por proveedores de sistemas, usuarios y consultores, y abierta a todos aquellos que deseen contribuir al desarrollo de estándares de interconexión en sistemas de salud. Nace en 1987 en Estados Unidos y es iniciada en Europa en 1993 estando actualmente presente en 24 países. Además se encuentra acreditada ANSI para procesos clínicos.

En 1998 se establece el prototipo del estándar HL7 (v 2.0) y hasta la actualidad (v 3.0 aún en desarrollo) HL7 ha lanzado 8 versiones del estándar: v 2.1 (1990), el primer estándar; v 2.2 (1994) de amplia adopción; v 2.3 (1997) estándar ANSI en Mayo del 97; v 2.3.1 estándar ANSI en abril del 99; v 2.4 estándar ANSI en octubre de 2000; v 2.5 estándar ANSI en junio de 2003; v 2.5.1 estándar ANSI en febrero de 2007 y la v 2.6 estándar ANSI en octubre de 2007.



Figura 3.

### Versiones 2.x

Las versiones 2.x da cobertura al intercambio de información en un amplio abanico de áreas generales (datos demográficos del paciente, facturación, prestaciones y aseguradoras, observaciones clínicas, actos médicos, peticiones de pruebas,...) y para cada uno de estos se define la estructura de codificación de los mensajes que se pueden intercambiar. Los mensajes están constituidos por segmentos en un orden prefijado, y a su vez cada segmento está constituido por datos de naturaleza más simple y cuyo orden también se establece en la definición del mismo.

```
ORB|2|NM|6298-8^Potassium^LN||4.5|mg/dl|||||F
```

Tabla 1. Mensaje HL7 v2.x, correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

Aunque las versiones 2.x se encuentran ampliamente implantadas, y son adoptadas como un estándar “de facto” para la integración de Sistemas de Información Sanitarios, presentan serios inconvenientes como son: **Integración compleja**, necesitando al menos de 2 a 4 meses para implementar una interfaz; **muy interpretable** por los diseñadores de las interfaces; es imposible saber si una implementación es fiel al estándar (es **conforme**), no existiendo ni las herramientas ni el vocabulario para hablar de conformidad de la implementación; y además no existe una **metodología** para el desarrollo de los mensajes.

### Versión 3.0

La versión 3, empezada a desarrollar en 1997, representa una reestructuración completa del estándar. Por una parte reduce la opcionalidad de las versiones 2.x, reemplazando opcionalidad por condicionalidad, por otra parte persigue la definición de la conformidad de las implementaciones de forma rigurosa, y por último acerca el estándar a una estructura de más fácil implementación y de modularidad.

En esta versión se desarrolla un Modelo de Información de Referencia (**RIM**) que es la base del intercambio de información. Este modelo utiliza la metodología UML (Lenguaje Unificado de Modelado), el cual es un lenguaje gráfico para visualizar, especificar, documentar y construir un sistema de software (<http://www.uml.org>, [http://es.wikipedia.org/wiki/Lenguaje\\_Unificado\\_de\\_Modelado](http://es.wikipedia.org/wiki/Lenguaje_Unificado_de_Modelado)). En el modelo **RIM** los mensajes son concebidos como el intercambio de la información, desde una aplicación a otra, necesaria para describir los eventos clínicos. Se denomina interacción a la combinación de un evento y las dos aplicaciones involucradas, la emisora y la receptora, y estando la estructura de los mensajes derivada estrictamente de la estructura de la información expresada en el **RIM**.

```
<observation>
  <service_cd V="6298-8" S="LOINC"
    DN="POTASSIUM:SCNC:PT:BLD"/>
  <result_dttm V="2000-05-22"/>
  <value V="4.5" U="mg/dl"/>
</observation>
```

**Tabla 2.** Mensaje HL7 v3.0 (en XML), correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

## *CDA*

Por otro lado HL7 define el estándar *CDA* (Arquitectura de Documento Clínico) que especifica la estructura y la semántica de los “documentos clínicos” con el objetivo de facilitar su intercambio en un entorno de colaboración e interoperabilidad. *CDA* fue reconocido como estándar ANSI en el año 2000. A través del uso del estándar XML, del modelo *RIM*, y de los vocabularios codificados, el *CDA* convierte los documentos clínicos en objetos interpretables y explotables por los sistemas informáticos, permitiendo (por el uso de XML) una gran flexibilidad para que los usuarios finales definan las estructuras de los documentos. Además al utilizar este estándar como soporte del *CDA*, se tiene asegurada la posibilidad de utilizar herramientas web para buscar, organizar, modificar,..., y finalmente firmar cualquier documento basado en XML, asegurando su interoperabilidad y su portabilidad.

La estructura de un documento *CDA* es muy sencilla, constando de una cabecera y de un cuerpo. La cabecera identifica y clasifica el documento, proporcionando además información sobre el autor, el episodio clínico, el paciente, los participantes involucrados, la codificación, etc. El cuerpo puede definirse según tres niveles de estructuración (al contrario que la cabecera que es única), el nivel uno, consiste en la inclusión del documento clínico sin tratar (imagen, archivo pdf,...), el nivel dos consiste en una estructura XML bien definida y con secciones de información especificadas (plantillas a nivel de secciones), y el nivel tres consiste en la utilización de secciones con estructura basada en *RIM* y la utilización de un vocabulario controlado (plantillas a nivel de entrada).

## *CCOW*

Hace referencia a las iniciales de “Clinical Context Object Workgroup” y se trata de un estándar HL7 que permite a las aplicaciones clínicas el compartir información, dotando al usuario final de un entorno integrado de la información localizada en distintas aplicaciones del ámbito sanitario referente al mismo paciente, encuentro o usuario. Esto significa, por ejemplo, que cuando un clínico se acredita en una aplicación, la misma acreditación se realiza para el resto de aplicaciones agrupadas en el entorno que provee *CCOW* y de la misma manera cuando el clínico selecciona un paciente, el mismo paciente es seleccionado en todas las aplicaciones.

## Otras actividades de HL7

HL7 no sólo trabaja en el desarrollo y promoción de su estándar, sino que se encuentra activamente involucrado en el desarrollo de la Historia Clínica Digital (*EHR*) a través del Comité Técnico *EHR*, y en la promoción y creación de

normas de arquitectura orientadas a servicios a través del Grupo de Interés de Arquitectura Orientada a Servicios. El trabajo de este grupo será posiblemente la base para la integración de los distintos *EHR* intra-organización y extra-organización a nivel nacional o regional.

Por otra parte HL7 se encuentra activamente vinculada con DICOM (a través de los grupos de trabajo WG20 y WG08 de DICOM y el grupo de Especial Interés "*SIG*" de Integración de Imagen de HL7) en el trabajo coordinado para la interoperabilidad de los informes estructurados DICOM y los documentos *CDA*. Para ello se trabaja en la guía de implementación del Informe Radiológico *CDA*, en el mapeo de estructuras DICOM y HL7, y en la elaboración de plantillas HL7.

### 4.3. Algunos problemas comunes en el uso de los estándares

El campo de la radiología cuenta, por fortuna, con una larga historia de utilización de los estándares de imagen médica, sin embargo esto por sí mismo no supone ninguna garantía de "seguridad/fiabilidad" en cuanto a la correcta integración de nuevos sistemas/equipos. Además históricamente han quedado fuera de esta tradición de utilización de los estándares en un departamento de Diagnóstico por la imagen todas las transacciones de información con los sistemas de admisión, de citas, de facturación,... cuyo valor para la integración hospitalaria es evidente, y que hasta muy recientes fechas no han comenzado a utilizarse.

Y Aunque se encuentra muy implantado el uso de DICOM para el intercambio de imágenes médicas aún quedan, sin embargo, facetas de dicho estándar cuya implantación y utilización podría mejorarse y cuyo valor añadido al trabajo en radiología es evidente: informes estructurados (en vez de informes en Word) para la realización de los informes médicos y para la transmisión de información de las "dosis" impartidas en los procedimientos, utilización completa y eficiente de las listas de trabajo, de *MPPS*<sup>1</sup>, de los estados de presentación, de las *LUT*<sup>2</sup> de impresión, etc.

Además de lo dicho anteriormente: a) aún a día de hoy nos podemos encontrar con soluciones de e-salud que se han desarrollado al margen de los estándares existentes o sólo utilizando la parte "imprescindible" de estos y a veces de una forma "muy peculiar". Y b) la utilización de estos estándares (DICOM, HL7 en sus versiones anteriores a la 3 no puede ser certificada, es decir, no existe entidad que valide la correcta implementación/utilización de los estándares o si un determinado programa/librería cumple con el estándar.

<sup>1</sup> *MPPS*: Modality Performed Procedure Step - Paso de Procedimiento Realizado en la Modalidad.

<sup>2</sup> *LUT*: Lookup Table - Tabla de consulta o paleta de transformación.

### Asociados a los estándares (DICOM, HL7,...)

Dicho esto, y sólo por citar alguno de los problemas y situaciones que nos podemos encontrar asociado a los estándares:

- No cumplimiento estricto con el estándar: p.ej. Los elementos de tipo 2 DICOM son de presencia obligatoria, pero esta permitido que en caso de no conocerse su valor se expresen como un dato de longitud cero y por tanto sin valor. Sin embargo se encuentran implementaciones donde son rellenados con valores discretionales por parte del sistema, y que por tanto pueden causar problemas a otra aplicación que cumpla estrictamente con las especificaciones.

O peor aún, la implementación del estándar puede ser incorrecta en alguno de sus puntos como resultado de una interpretación particular del estándar,...

- Utilización particular del estándar: Puede que los desarrolladores optarán por la utilización de campos DICOM privados, cuando en realidad existen definidos elementos públicos (aunque sean opcionales) para dicha función. Por lo tanto el resto de usuarios, en posesión de implementaciones distintas del estándar, no tendrán acceso a toda la información relevante sobre los estudios.

**Ambigüedad del estándar:** El estándar es tan abierto como para que, por ejemplo, el tag (0018, 1405) *Relative X-Ray Exposure* pueda ser especificado en las unidades que la empresa vendedora considere. Realmente dicho campo surge como un lugar donde disponer de información sobre las dosis impartidas (en unidades específicas al fabricante) para su anotación en película o su visualización en pantalla, y la problemática aparece cuando se pretende dar un uso indebido a la información contenida en dicho campo.

**Amplitud del estándar:** Además estos “grandes” estándares han sido diseñado pensando en tal cantidad de situaciones que los fabricantes pueden utilizar diferentes subconjuntos de características que hacen los productos incompatibles entre sí a la hora de intercambiar datos, o a la hora de poder comparar la información obtenida de distintas fuentes.

**Peculiaridades locales:** Existen por otro lado peculiaridades locales, como por ejemplo en España la existencia del segundo apellido que los estándares (HL7 y DICOM por ejemplo) no contemplan. Esto lleva a implementaciones distintas según los fabricantes para dar cabida a la necesidad de incorporar estos datos (desde la introducción de ambos apellidos en un único campo, pasando por la creación de un campo propio para contenerlo), lo cual conduce a nume-

rosos y variados efectos indeseados (desde los meros avisos de no coincidencia de la información en dos sistemas distintos, hasta la pérdida de datos cuando se producen trasferencias entre sistemas).

Todo lo anterior conduce a situaciones en las que, en el caso de surgir un problema de interconexión de dos equipos que dicen cumplir con un estándar, y donde además no es usual que se dispongan de las herramientas y/o conocimientos precisos para realizar un análisis de las causas del problema, las empresas se culpan entre ellas y la resolución del problema podrá demorarse durante varios meses.

### Relacionadas con las especificaciones de compra y su valoración

Es de destacar la dificultad que supone la realización y verificación de las especificaciones de compra de equipos basados en estos estándares, pues entre otros aspectos se hace necesario detallar de forma clara cuales son las necesidades, y para ello tenemos que recurrir a un lenguaje excesivamente técnico, demasiado amplio y específico, y que pocas personas llegan a dominar.

Además las declaraciones de conformidad (DICOM, por ejemplo) son documentos excesivamente amplios (llegan al centenar de páginas) en los que realizar una comparación de características con la declaración de otro producto, o sencillamente verificar unas especificaciones se convierte en una labor casi imposible, por lo que al final, todos nos conformamos, con las ya consagradas frases "DICOM compatible" o refinando un poco más, podemos llegar a hablar de, por ejemplo, "DICOM print SCU",... sin considerar que dentro de cada una de estas "especificaciones" se incluyen multitud de opciones que debemos verificar con el fin de asegurar la interconectividad.

Es en este sentido en el que nos encontramos habitualmente con compras realizadas de equipos, por ejemplo, "DICOM compatibles" donde los servicios (y sus opciones) no son las que esperábamos, o son insuficientes para las expectativas que teníamos sobre el producto. Las empresas ante esta situación lo primero que alegan es que ellos entregan el paquete "estándar" de servicios DICOM, y lo segundo es que para resolver las carencias inevitablemente tienes la oferta económica encima de la mesa.

### Derivados del proceso de implantación de los sistemas

Otros problemas, con los que el usuario final se encuentra, son derivados del proceso de implantación de los sistemas/productos.

No sólo es habitual el no contar, en el desarrollo de los sistemas o en los procesos de adquisición de los productos, con la participación de todos los

estamentos involucrados en la utilización de las tecnologías en el entorno sanitario, sino que además en los procesos de implantación y aceptación de estos el papel que se juega es también marginal.

De esta forma se auto-alimenta la creencia de que los sistemas de información (*PACS, HIS, Modalidades,...*) son “plug and play”, el sistema ya está aquí, enciende,... luego ¡funciona!. Nada más lejos de la realidad, los sistemas deben testarse sistemáticamente antes de su puesta en funcionamiento dentro de un entorno clínico de trabajo, se deben verificar funcionalidades del equipamiento, transacciones, adecuación a las especificaciones, etc.

Como ya comentaremos en la última sección el proceso de elaboración de especificaciones, valoración de las ofertas, aceptación y uso clínico debe ser un trabajo coordinado, multidisciplinar, adaptado y optimizado a los flujos de trabajo de los centros sanitarios, y más aún, debe realizarse una valoración previa sobre las modificaciones y optimizaciones de los flujos de trabajo derivados del proceso de implantación de cada nuevo aplicativo y en general de cada uno de los pasos que conducen hacia una empresa sanitaria que utilice eficientemente tecnologías de la información.

## 5. IHE – Integrando las Empresas Sanitarias

Hemos visto en las secciones y temas anteriores como la interoperabilidad de los Sistemas de Información (*SI*) es una necesidad real del actual sistema de gestión de las Organizaciones de Salud para asegurar un intercambio de la información fiable y una organización del trabajo, de su flujo, lo más eficiente posible. Hemos visto también como los estándares actuales aunque potentes, adecuadamente orientados al ámbito de la salud (DICOM, imagen médica, HL7 sistemas de información médica,...), y sin duda necesarios, se han manifestado en determinadas ocasiones como insuficientes. Esto es debido a que, principalmente, estos estándares para poder adaptarse a cualquier necesidad son bastantes abiertos, característica que conduce a que cada implementación en un *SI* sea una adopción particular del estándar. De esta forma se ponen trabas a la adecuada interoperabilidad de los distintos *SI*, y surge la necesidad de una mejor coordinación, de una integración a un nivel superior al de estos estándares, que garantice al máximo la compatibilidad entre sistemas, y reduzca los esfuerzos humanos y económicos necesarios para cada nueva implantación de un *SI*.



Figura 4

Es en este contexto en el que en 1998 nace IHE (y en 2005 la sección de IHE-España), como un esfuerzo común de la Radiological Society of North America (RSNA) y la Healthcare Information and Management Systems Society (HIMSS) por poner las herramientas para dar salida a esta problemática.

Una vez que tenemos a IHE en el campo de juego, podemos decir que existen tres formas de resolver los problemas de interoperabilidad de los *SI* en la empresa sanitaria: 1) El desarrollo de tecnologías propietarias basadas en “estándares” normalmente de un sólo proveedor; 2) hacer uso de los estándares existentes, tales como DICOM y HL7 aplicados a cada instalación de una forma particularizada; y 3) seguir las recomendaciones detalladas por IHE para adoptar estos estándares de una forma coordinada y eficiente.

### ¿Qué es IHE?

IHE (“Integrating the Healthcare Enterprise” – Integración de las Empresas sanitarias) es una organización sin fines de lucro constituida por proveedores de sistemas, usuarios, empresas sanitarias, administraciones y sociedades científicas y de normalización cuyo objetivo es realizar un esfuerzo de consenso y crear un marco para la integración de los *SI* en el entorno sanitario. IHE está implantado en todo el mundo, existiendo comités a nivel internacional (global, europeo, norteamericano, etc) y nacionales que trabajan de forma coordinada para contribuir a través de foros y eventos periódicos a la mejora y difusión de la iniciativa.

IHE **no es un nuevo estándar** que los equipos deban cumplir para realizar una determinada función, y tampoco nace con la mentalidad de sustituir a ninguno de los estándares ya implantados (HL7, DICOM, etc). IHE es únicamente un marco de implementación, un armazón sustentado por los estándares existentes pero con la forma de documentos consensuados acerca de cómo pensar, cómo discutir, y cómo solucionar satisfactoriamente los problemas de integración de la forma más eficiente y económica.

Para ello especifica cómo usar los estándares para lograr que los principales procesos que ocurren en el ámbito clínico se desarrollen de forma eficien-

te, adecuada e independientemente de los diferentes *SI* que participen en los mismos. No se limita a reglar el uso de los estándares mediante la utilización de un conjunto coordinado de transacciones, sino que puede recomendar la selección de determinadas opciones, definiendo por ello implementaciones restrictivas de los estándares. En caso de detectarse errores o identificarse extensiones a los estándares de aplicación, IHE dará cuenta de estos a las entidades responsables de los estándares para que se resuelvan según las estrategias de evolución de estos sin introducir mientras tanto elecciones técnicas alternativas.

### 5.1. Los documentos técnicos de IHE. Algunas nociones

IHE define el modelo de información que especifica los datos que deben ser creados, gestionados, manipulados e intercambiados para conseguir que las tareas que se desarrollan en su área de aplicación se realicen con éxito.

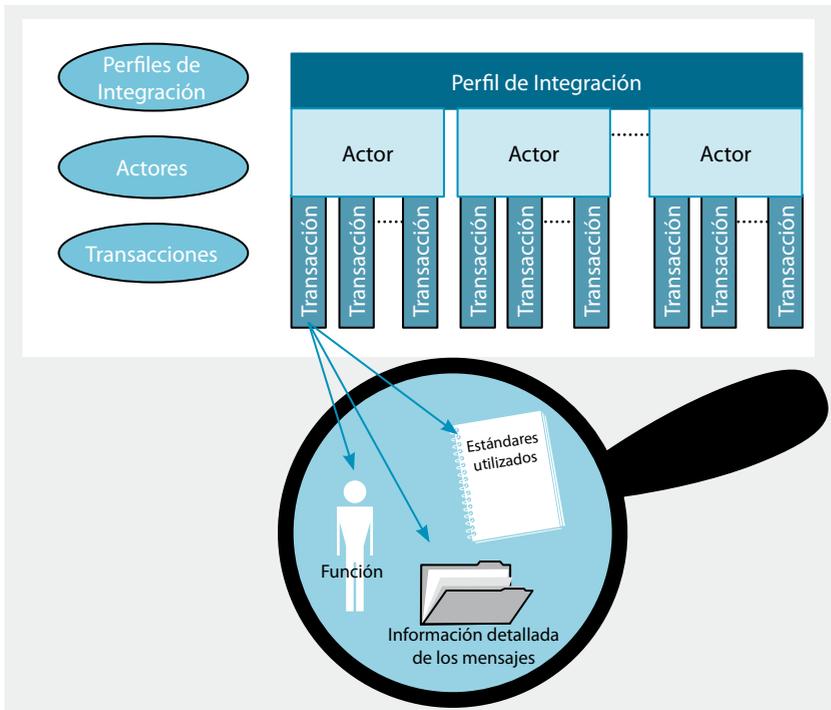


Figura 5

Las estructura documental generada por IHE se vertebra en torno a los denominados "perfiles de integración", los cuales representan una solución IHE a un problema de interoperabilidad real y muy específico entre sistemas de informa-

ción. Ejemplos de estas necesidades de interoperabilidad son la identificación de imágenes significativas de un estudio radiológico mediante el uso de anotaciones, el aseguramiento de la consistencia en la presentación de las imágenes con sus correspondientes niveles de grises, la consistencia e integridad de los datos del paciente, etc. Estos perfiles de integración, se encuentran agrupados por sectores o "Dominios" de la asistencia sanitaria, un grupo de radiología (el "Marco Técnico" de radiología) otro de cardiología, de laboratorio, de radioterapia, etc.

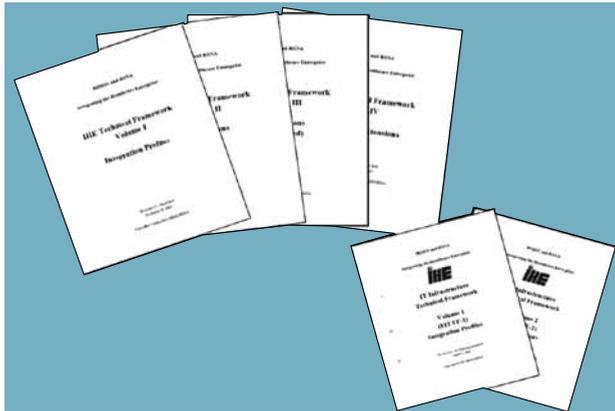


Figura 6

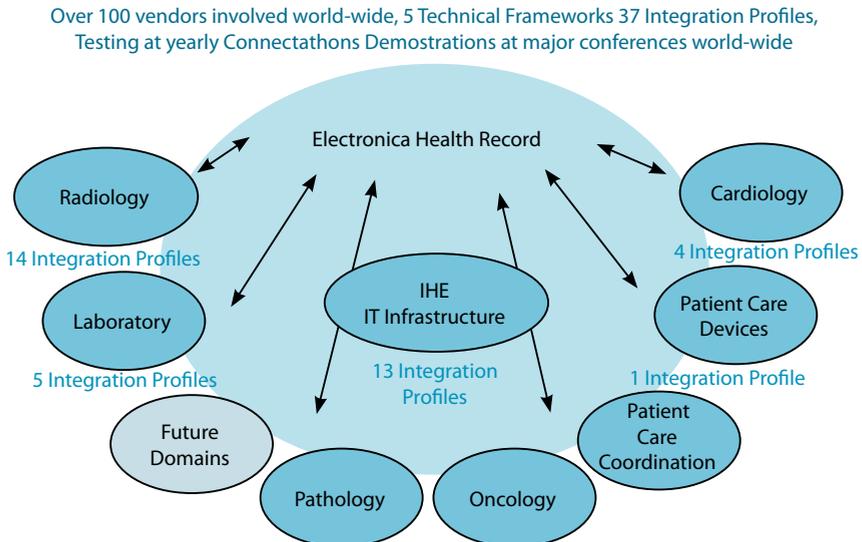


Figura 7

Cada uno de estos perfiles de integración es una serie de reglas de comunicación entre los distintos “actores” que forman parte del problema de integración entre *SI*. Los actores IHE no tienen por que corresponderse unívocamente con los Sistemas de Información, sino que un determinado Si puede estructurarse en distintas unidades funcionales (“actores”) que representan cada una de las funciones que pueden realizar, como por ejemplo un visualizador de informes, una modalidad de adquisición, un repositorio de documentos o un servidor de tiempos. A su vez cada actor o unidad funcional puede ser parte integrante de distintos soluciones de integración, como por ejemplo un actor de visualización participara del perfil de presentación consistente de imágenes, de anotaciones sobre imágenes clave, etc.

Los mensajes que estos actores intercambia entre si, siguiendo una estructura y vocabulario especificados por IHE en base a estándares reconocidos se denominan “transacciones”.

## 5.2. IHE como banco de pruebas de Interoperabilidad

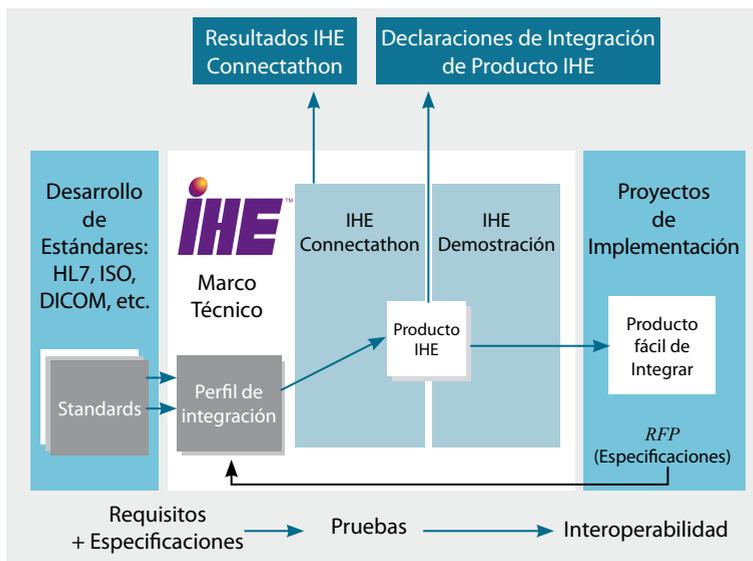


Figura 8

Antes, cuando hemos hablado de la problemática de los estándares (DICOM, HL7,...) se ha comentado como un gran obstáculo para su eficiente implantación el que no son certificables por ninguna entidad, con los problemas derivados de esta situación. Pues bien, IHE al actuar únicamente como marco

de utilización de estos tampoco puede ser certificado en la actualidad (aunque se está trabajando en esta línea).

Sin embargo el marco generado por IHE cuenta con una herramienta de indudable valor, tal cual es la celebración de unas sesiones de validación de la adopción de las especificaciones IHE por parte de las empresas proveedoras. Estas sesiones de validación se celebran anualmente, de forma independiente y escalonada, en las tres ramas de IHE, la norteamericana, la europea y la asiática.

En estas sesiones (en adelante "Connectathon" o maratón de conectividad) se realizan pruebas con productos reales enfrentados a productos reales de distintas empresas. Cada empresa antes de la realización del Connectathon ha tomado la decisión de seleccionar, para cada producto que desea inscribir en el evento, cuales son los actores de cada perfil que desea validar. Ya durante el curso del evento tendrá que enfrentarse al menos contra tres actores del mismo perfil con los que tendría que interactuar en una situación real para poder considerarse que ha superado la prueba. El desarrollo de cada prueba se realiza en dos etapas, una primera en la que entre los actores implicados realizan las pruebas pertinentes hasta que creen haber conseguido realizar de forma correcta todos los pasos definidos en la prueba, y una segunda etapa en la que un juez imparcial y sin vinculación o interés comercial realiza una validación de la prueba.



Figura 9

Como resultado de este proceso de validación los productos comerciales obtiene una Declaración de Integración IHE (IHE Integration Statement) en el que se detallan los actores específicos por perfil que han sido validados. Estas declaraciones, junto con los resultados publicados en las páginas web de IHE pueden posteriormente ser utilizados como criterios de definición de especificaciones de compra, y de valoración de los productos concursantes.

IHE Integration Statement			
Vendor	Product Name	Version	Date
Any Medical System Co.	Integrate RAD	V2.3	12 Oct 2002
This product implements all transactions required in the IHE Framework to support the IHE Integration Profiles, Actors and Options listed below:			
Integration Profiles Implemented	Actors Implemented	Options Implemented	
Scheduled Workflow	Image Manager/Image Archive	none	
	Image Display	none	
	Image Creator	Performed Procedure Step	
	Order Filler	PPS Exception Management	
Simple Image and Numeric and Numeric Report	Report Creator	none	
Internet address for vendor's IHE information: <a href="http://www.anymedicalsystemsco.com/ihe">www.anymedicalsystemsco.com/ihe</a>			
Links to Standart Conformance Statement for the Implementation			
HL7	<a href="http://www.anymedicalsystemsco.com/hl7">www.anymedicalsystemsco.com/hl7</a>		
DICOM	<a href="http://www.anymedicalsystemsco.com/dicom/integrateRAD.pdf">www.anymedicalsystemsco.com/dicom/integrateRAD.pdf</a>		
Links to general information on IHE			
In North America: <a href="http://www.rsna.org/IHR">www.rsna.org/IHR</a>	In Europe: <a href="http://www.ihe-europe.org">www.ihe-europe.org</a>	In Japan: <a href="http://www.jira-net.or.jp/ihe-j">www.jira-net.or.jp/ihe-j</a>	

**Figura 10**

Estos eventos anuales son lo mas cercano que actualmente nos podemos encontrar a la certificación de las capacidades de los distintos productos de los fabricantes. Simultáneamente y durante la semana en la que se lleva a cabo se emulan cientos de situaciones reales de interconexión de equipos reales en un entorno controlado lo cual permite que los productos se modifiquen y mejoren casi “en tiempo real” y antes de su salida definitiva al mercado.

### 5.3. IHE en Radiología

Este es el dominio de IHE con mas experiencia/desarrollo acumulado. Consta en la actualidad de 17 perfiles aprobados y otros 8 en distintas fases de desarrollo. Los perfiles actualmente aprobados los podríamos agrupar (ver figura) en tres grandes grupos, por una parte los relativos al flujo de trabajo (*SWF*, *PGP*, *PWF* y *RWF*), por otra, aquellos referentes al manejo de distintos tipos de objetos (*CPI*, *KIN*, *SINR*, *ED*, NM-Image) y por último una serie de perfiles de ámbito mas general (*PIR*, *ARI*, *PDI*) o mas específicos (*CHG*).

Una breve descripción de la mayor parte de estos perfiles la podemos encontrar en las tablas 6.3 a 6.6, así como vínculos a una descripción mas detallada de los mismos. Para un listado mas completo se puede consultar:

- Página web de IHE.
  - <http://www.ihe.net/Radiology/index.cfm>
  - [http://www.ihe.net/Technical\\_Framework/index.cfm#radiology](http://www.ihe.net/Technical_Framework/index.cfm#radiology)
- Wiki de IHE.
  - [http://wiki.ihe.net/index.php?title=Frameworks#IHE\\_Radiology\\_Technical\\_Framework](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Frameworks#IHE_Radiology_Technical_Framework)
  - [http://wiki.ihe.net/index.php?title=Profiles#IHE\\_Radiology\\_Profiles](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Profiles#IHE_Radiology_Profiles)

## PERFILES DE FLUJO DE TRABAJO

---

### Flujo de trabajo programado - Scheduled Workflow (*SWF*)

---

Este perfil establece un flujo de información eficiente en un departamento de radiología (asociado a una visita para la realización de un estudio). Especifica transacciones que mantienen la consistencia de la información del paciente desde la llegada y registro del mismo, la petición, la planificación, la adquisición de la imagen hasta el almacenamiento y su visualización.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Scheduled\\_Workflow](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Scheduled_Workflow)

---

### Flujo de trabajo de post proceso - Post Processing Workflow (*PWF*)

---

Se trata de una extensión del perfil *SWF* que proporciona las herramientas para organizar y programar tareas de post-procesado de la imagen (p.ej.: Control de Calidad, Reconstrucción de Imágenes, Detección Asistida por Ordenador –CAD–, o generación de vistas 3-D) así como controlar su progreso y finalización.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Post-Processing\\_Workflow](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Post-Processing_Workflow)

---

### Flujo de trabajo del informado - Reporting Workflow (*RWF*)

---

Extensión de los perfiles *SWF* y *PWF* que proporciona listas de trabajo, estado de realización y seguimiento de la finalización para tareas de informado como pueden ser la interpretación de las imágenes, el dictado del informe, la transcripción del mismo, su verificación,...

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Reporting\\_Workflow](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Reporting_Workflow)

---

### Flujo de trabajo de importación/reconciliación - Import Reconciliation Workflow (*IRWF*)

---

Este perfil gestiona el flujo de información que representa la importación eficiente de datos DICOM (imágenes desde un *CD*, placas,...). Proporciona también herramientas (transacciones) que dan soporte a la reconciliación de los datos (demográficos, del estudio,...) importados y los ya existentes en la instalación, preservando la integridad de los datos importados.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Import\\_Reconciliation\\_Workflow](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Import_Reconciliation_Workflow)

---

### Reconciliación de la información del paciente - Patient Information Reconciliation (*PIR*)

---

Se trata de una extensión del perfil *SWF* para considerar el flujo asociado a pacientes no identificados (como puede ser un paciente politraumatizado e inconsciente), así como las herramientas para corregir errores en los datos demográficos de los pacientes, cambios en esta información,... y difundir estas actualizaciones a todos los sistemas implicados.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Patient\\_Information\\_Reconciliation](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Patient_Information_Reconciliation)

---

### Datos de imagen porta bias - Portable Data for Imaging (*PDI*)

---

Especifica actores y transacciones que permiten a los usuarios distribuir imágenes, informes y otros objetos DICOM en un soporte físico (*CD*). El propósito de este perfil es facilitar el intercambio fiable de información del paciente para poder importarla, visualizarla o imprimirla por parte del que la recibe.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Portable\\_Data\\_for\\_Imaging](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Portable_Data_for_Imaging)

---

**Tabla 3.** Perfiles de interés en Radiología (I) - Flujo de Trabajo correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

## PERFILES RELATIVOS AL MANEJO DE CONTENIDOS

### Imagen simple e Informe Numérico - Simple Image and Numeric Report (*SINR*)

Especifica cómo los informes de Radiología (incluyendo imágenes y datos numéricos) son creados (utilizando objetos de informe estructurado de DICOM –DICOM *SR*–), almacenados, intercambiados y utilizados. Permite asimismo la exportación de los informes a un almacén de los mismos mediante la utilización de una conversión DICOM *SR* a HL7.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Simple\\_Image\\_and\\_Numeric\\_Report](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Simple_Image_and_Numeric_Report)

### Documentos de evidencia - Evidence Documents (*ED*)

Este Perfil especifica cómo datos (medidas, resultados CAD, anotaciones o registros del procedimiento,...) deben ser codificados, almacenados y gestionados de la misma forma que las imágenes DICOM. De esta forma, la modalidad puede archivar estos datos en el *PACS* y una estación de informado (p.ej.) puede recuperarlos para ser incluidos en el informe del paciente o compararlos con datos previos, ....

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Evidence\\_Documents](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Evidence_Documents)

### Monitorización de las Exposiciones a Radiaciones - Radiation Exposure Monitoring (*REM*)

Facilita la recogida y distribución de información sobre las estimaciones de exposición por parte de los pacientes a radiaciones como resultado de someterse a procedimientos de diagnóstico por la imagen. Automatiza desde la exportación por parte de las modalidades de los detalles de las exposiciones en un formato estándar hasta el envío de los informes de dosis de la institución a un registro centralizado (p.ej.: registro nacional).

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation\\_Exposure\\_Management](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation_Exposure_Management)

**Tabla 4.** Perfiles de interés en Radiología (II) - Manejo de Contenidos correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

## PERFILES DE PRESENTACIÓN

### Presentación coherente de imágenes-Consistent Presentation of Images (*CPI*)

Su utilización mantiene la consistencia de presentación de las imágenes (en escala de grises) y la información de su estado de presentación (anotaciones, rotaciones, reflexiones, magnificaciones, área de visualización, máscaras).

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Consistent\\_Presentation\\_of\\_Images](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Consistent_Presentation_of_Images)

### Presentación de procedimientos agrupados - Presentation of Grouped Procedures (*PGP*)

Facilita la visualización, la realización del informe y la facturación de múltiples peticiones de estudio realizadas al mismo paciente (p.ej.: TAC de cabeza, torax y abdomen) y que el operador ha agrupado en un único estudio.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Presentation\\_of\\_Grouped\\_Procedures](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Presentation_of_Grouped_Procedures)

### Anotaciones sobre imágenes clave - Key Image Note (*KIN*)

Este perfil permite al usuario el "marcar" como significativas una o varias imágenes de un estudio referenciándolas en una nota ligada al estudio. Estas notas incluyen un título declarando el propósito de haberlas marcado y la posibilidad de un comentario del usuario.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Key\\_Image\\_Note](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Key_Image_Note)

**Tabla 5.** Perfiles de interés en Radiología (III) - Presentación correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

#### PERFILES DE INFRAESTRUCTURA

---

##### Contabilización de cargos (Facturación)-Charge Posting (CHG)

---

Este perfil especifica los intercambios de información entre los sistemas departamentales de gestión de citas y el sistema de facturación hospitalario. También contempla el intercambio de información (datos demográficos, aseguradora,...) entre el sistema de registro/admisión de pacientes y el de facturación.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Charge\\_Posting](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Charge_Posting)

---

##### Acceso a la información radiológica - Access to Radiology Information (ARI)

---

Especifica las transacciones que proporcionan el acceso a la información radiológica, incluyendo tanto las imágenes como los informes asociados. Esta facilidad de acceso es útil tanto para el departamento de radiología como para el resto de departamentos, como podrían ser el de anatomía patológica, el de cirugía y el de oncología. De la misma forma habilita el acceso a información no radiológica (p.ej.: informes de laboratorio) siempre y cuando estén disponibles en formato DICOM.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Access\\_to\\_Radiology\\_Information](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Access_to_Radiology_Information)

---

##### Intercambio de Documentos de Imágenes entre Empresas- Cross-Enterprise Document Sharing of Images (XDS-1)

---

Proporciona una solución para compartir (publicar, encontrar y recuperar) documentos de imágenes (Imágenes, ED, Estados de presentación, Informes, ...) entre empresas (departamentos de radiología, médicos privados, clínicas,...)

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Cross-enterprise\\_Document\\_Sharing\\_for\\_Imaging](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Cross-enterprise_Document_Sharing_for_Imaging)

---

##### Registro de Auditoría y Autenticación del Nodo en Radiología - - Audit Trail and Node Authentication; Radiology Option (ATNA)

---

Define las características básicas de seguridad para garantizar que sólo personas autorizadas tengan acceso a los datos del paciente en un departamento de Radiología; para protegerlos frente a alteraciones, destrucción o pérdida; y para cumplir las regulaciones existentes de privacidad y seguridad.

[http://wiki.ihe.net/index.php?title=Audit\\_Trail\\_and\\_Node\\_Authentication\\_-\\_Radiology\\_Option](http://wiki.ihe.net/index.php?title=Audit_Trail_and_Node_Authentication_-_Radiology_Option)

---

**Tabla 6.** Perfiles de interés en Radiología (IV) - Infraestructura correspondiente al estado de los marcos técnicos de IHE en 2009.

## 5.4. Un ejemplo: Presentación Coherente de Imágenes

El perfil de Presentación Coherente de Imágenes puede servirnos de ejemplo de lo que aporta y como lo hace un perfil cualquiera de IHE en Radiología. Dada sus especiales características este es además un perfil con el cual necesariamente los Radiofísicos Hospitalarios nos vemos enfrentados como profesionales sanitarios por estar directamente vinculado a la calidad y consistencia de visualización de la imagen médica.

Este perfil asegura que la visualización de las imágenes sea uniforme en todo el entorno de trabajo, independientemente del monitor o impresora que

se utilice. Se utilizan las funciones de procesamiento de imágenes para crear una o varias visualizaciones apropiadas que incluyen los ajustes de contraste y brillo, giros, magnificaciones, obturadores, anotaciones en las imágenes, etc. De esta forma siempre está a disposición de los usuarios el trabajo realizado previamente sobre la imagen, pudiendo presentar de forma inmediata la presentación seleccionada por el técnico de la modalidad o la realizada por el especialista durante la revisión de esta,...

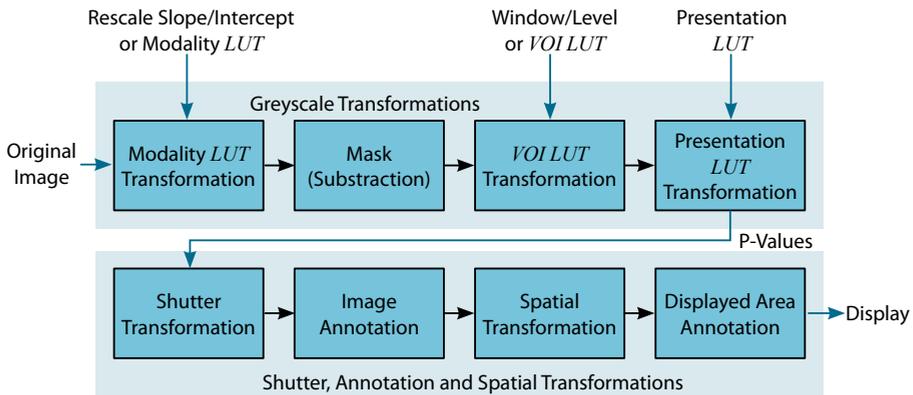


Figura 11

### Requisitos

Un listado general de requisitos DICOM sobre los sistemas involucrados son: Almacenamiento DICOM como *SCP<sup>3</sup>/SCU<sup>4</sup>* (para *GSPS<sup>5</sup>*), Consulta/Recuperación DICOM como *SCP/SCU* (para *GSPS*), Compromiso de Almacenamiento DICOM como *SCP/SCU*, Impresión DICOM con soporte de *LUT* de Presentación como *SCP/SCU*.

### ¿Qué aporta?

- Mejora de la calidad de imagen reduciendo la aparición de ajustes incorrectos para la visualización. Mejora consiguiente de la calidad diagnóstica reduciendo los diagnósticos incorrectos

<sup>3</sup> *SCP*: Service Class Provider - El servidor/proveedor de un Servicio DICOM.

<sup>4</sup> *SCU*: Service Class User - El usuario/cliente de un Servicio DICOM.

<sup>5</sup> *GSPS*: Grayscale Softcopy Presentation State - Estado de Presentación de Imágenes en Escala de Grises.

- ya que la utilización de objetos *GSPS* permite seleccionar los ajustes apropiados de la imagen y almacenar el estado de presentación en el *PACS*.
- ya que ligado a este perfil se encuentran la calibración de monitores e impresoras.
- Reducción de errores y mejora de la atención al paciente mediante la utilización de los objetos *GSPS*.
- Mejora del rendimiento al reducir el tiempo empleado por el radiólogo en la optimización de las imágenes para su visualización.
- Reducción de gastos operacionales al disminuir el personal necesario dada la mejora de la eficiencia.

### Objetos *GSPS*

Los Estados de Presentación de Imágenes en Escala de Grises DICOM (Grayscale Softcopy Presentation State = *GSPS*) fueron introducidos por DICOM en 1998/1999 para dar salida a una serie de problemas asociados al diagnóstico utilizando imágenes digitales:

- En muchas configuraciones las imágenes son enviadas al *PACS* directamente desde las modalidades tras su captura. Sin la utilización de los *GSPS* la imagen que se almacena en el *PACS* contiene mucha menos información que la original (ha sido necesario reducir la información disponible en la imagen original al adaptarla al rango de visualización deseado en el momento de archivarla). Además, el trabajo que se pueda realizar en las estaciones de diagnóstico (p. ej: modificación de la ventana de visualización), se verá mermado en sus posibilidades y se perderá a menos que se archive en el *PACS* otra copia de las imágenes con las nuevas opciones de visualización deseadas.
- Aunque en DICOM existen campos para almacenar parámetros tales como la Ventana de Visualización (Windows center, width,...) lo cierto es que los algoritmos para su utilización nunca se llegaron a precisar. Esto, inevitablemente, ha conducido a diferentes implementaciones. Es perfectamente posible encontrar dos sistemas de visualización (ambas DICOM) que muestran la misma imagen (con los mismos parámetros de procesado) de diferente manera.

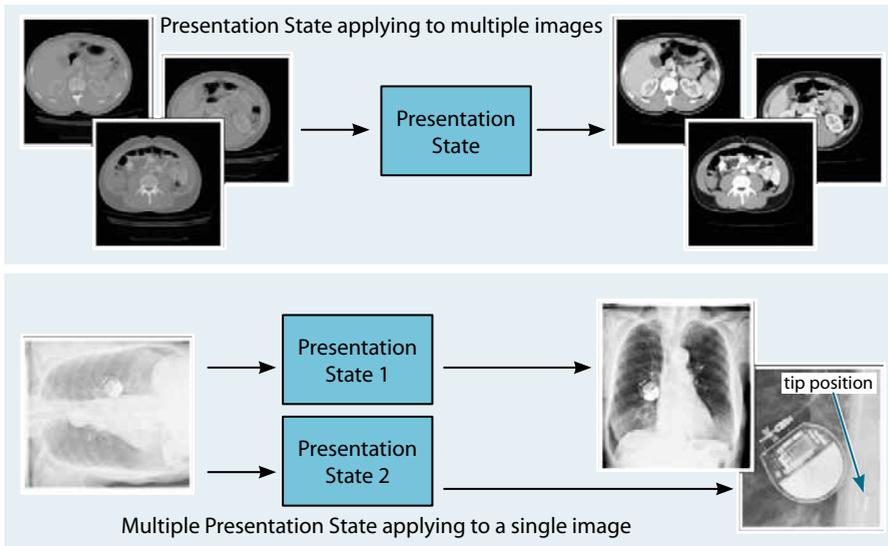


Figura 12

En adición a la definición del modelo de transformación DICOM para imágenes en escala de grises, se crea un nuevo IOD (Information Object Definition) DICOM denominado "Estado de Presentación". Este objeto contiene un conjunto de parámetros que definen como una o varias imágenes serán presentadas al usuario sin necesidad de duplicar la información de la imagen propiamente dicha. Contiene, además de la información necesaria para las transformaciones en escala de grises (*LUT* de Modalidad, Substracción, *LUT* de Valores de Interés *-VOILUT-*, y *LUT* de Presentación), aquella referida a transformaciones espaciales de la imagen y anotaciones (Mascaras, anotaciones gráficas y de texto como capas, rotaciones, reflexiones, magnificaciones, visualización a tamaño real y anotaciones relativas al área de visualización).

#### Calibración. Función *GSDF*. Calibración de Impresoras

Poco hay que decir sobre la Función Estándar de Visualización en Escala de Grises (Grayscale Standard Display Function = *GSDF*) y la calibración de dispositivos de visualización (monitores) que no se detalle en otras partes de este libro. En este punto es de destacar la necesidad de que los monitores e impresoras sean calibrados de forma regular. El perfil *CPI* de IHE hace especial hincapié en este aspecto, no solo para monitores de diagnóstico sino para todos aquellos dispositivos que quieran cumplir con dicho perfil: Modalidades, Sistemas de visualización web (con monitores "no médicos"), e impresoras (servidores de impresión).

Es necesario incidir un poco en este último punto, el de la calibración de las impresoras. Se suele tender a pensar y así es reflejado en numerosas publicaciones y por casi todos los servicios técnicos que las impresoras de imágenes médicas no se pueden calibrar conforme a la *GSDP*, y que por tanto la única solución de configuración de estas es la introducción de un determinado número de curvas de corrección que se aplicarán en función del origen de la imagen a imprimir.

Esta solución no es más que un burdo truco para reemplazar la utilización de las *LUTs* de Presentación (introducidas en el estándar DICOM en 1998). Aunque el protocolo DICOM establece que la mayoría de los pasos del modelo de transformación de escala de grises se realiza en el cliente de impresión previo al envío de esta a la impresora, existía una ambigüedad en como se relacionaban los valores de pixel de la imagen y la luminancia o densidad óptica. Es esta carestía de DICOM la que históricamente condujo a la solución de múltiples curvas de corrección antes nombrada.

La desventaja de esta aproximación al problema es que se requiere la adaptación de las características de la impresora para cada una de las modalidades a las cual presta servicio (e incluso más aún, para cada usuario con diferentes preferencias de visualización). Esto se convierte en un grave problema de consistencia de la imagen y de mantenimiento cuando nos encontramos en un ámbito de trabajo amplio y heterogéneo.

Pero como ya hemos mencionado, desde 1998 existe una solución a este problema: La utilización de las ***LUTs* de Presentación**, la cual permite definir un espacio de valores-P común para cualquier sistema de visualización y que añade los parámetros requeridos para controlar la apariencia de la imagen impresa como parte explícita del protocolo de comunicación. De esta forma, y mediante el conocimiento de su propia curva característica (resultado del proceso de calibración de la impresora), y los valores máximo y mínimos de densidad deseados, el servidor de impresión es capaz de calcular una curva de corrección que calibra la imagen a imprimir para que cumpla con la *GSDP* DICOM para las condiciones de visualización definidas.

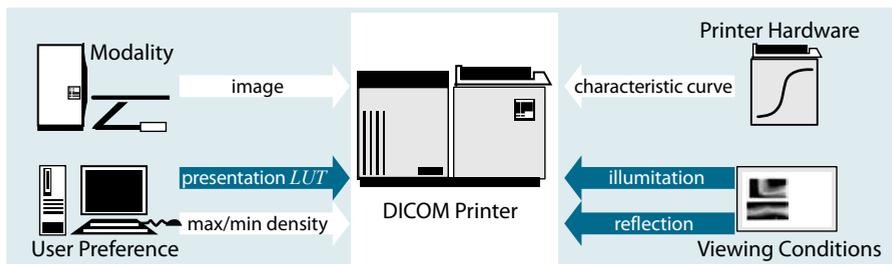


Figura 13

De esta forma, y mediante la utilización de las *LUTs* de Presentación, no existe la necesidad de adaptar cada impresora a cada modalidad (o usuario) conectada. La **calibración de la impresora frente a la *GSDf*** nos asegura que las impresiones de diferentes impresoras son consistentes entre sí, y que además estas son consistentes con la visualización en monitores (diagnóstico, modalidades, visualizadores web en sistemas calibrados). Además su utilización nos da la flexibilidad de poder obtener la apariencia deseada por el usuario sin tener que realizar adaptaciones en las impresoras e independientemente de la impresora utilizada.

Más información sobre parte de los procedimientos de validación de este perfil los podemos encontrar en [Eichelberg y otros, 2001a,b,c,d], y además en [Dickmann y Gkanatsios, 2007] podemos encontrar una sección dedicada a especificaciones básicas de una impresora de Mamografía.

## 6. Desarrollo de una estrategia de Integración

En raras ocasiones nos encontraremos con la oportunidad de equipar una empresa sanitaria al completo con nuevos sistemas y equipos. En estas situaciones, es relativamente fácil implementar un sistema completamente integrado. Sin embargo en la mayoría de los casos, existe ya un conjunto completo, o casi completo, de sistemas de información integrados parcialmente.

En estos casos la integración no comienza y termina con la compra de una sola pieza del equipo. Incluye también todos los sistemas dentro del departamento o la empresa sanitaria que contribuyen con su eficacia al conjunto del flujo de trabajo e integración.

Es por tanto imprescindible desarrollar una estrategia de integración departamental o empresarial en conjunto, prever como será la integración al final y como trabajará, y tener en cuenta qué pasos llevarán desde sus situación actual hacia su objetivo.

Independientemente de cual sea nuestra situación, la planificación del proceso de integración deberá seguir una máxima: Concentrarse en la integración de procesos de flujo de trabajos operacionales. Para ello deberá entenderse primero el flujo del proceso básico, y después incluir los casos especiales y las ramificaciones. Más tarde, deberá identificar los sistemas y transacciones involucrados en el proceso, y después determinar, para cada uno de los sistemas que ya posee la empresa sanitaria, si puede ser actualizado para implementar las transacciones requeridas.

IHE lo que nos proporciona es el vocabulario útil para poder escribir las secciones de integración de las especificaciones de compra, así como la visión

general y la guía para la migración hacia un entorno sanitario integrado IHE, siendo útil tanto para un sistema departamental (con sistemas heredados que no cumplen IHE), para un hospital o empresa sanitaria, e igualmente para la integración de esta con otras empresas sanitarias.

IHE no es llegar y enchufar, es una herramienta poderosa que una vez **entendida** nos ayudará a la elaboración de una adecuada **estrategia de integración**.

## 6.1. Cuestiones relativas a la utilización de IHE

### Entender los Perfiles de Integración IHE

Existen diversas fuentes de información (páginas web, presentaciones, artículos,...) para entender los Perfiles de Integración, algunos de ellos aparecen en la bibliografía de este tema y otros los podemos encontrar en el Apéndice B de [Albillos~Merino y otros, 2006].

Una de las fuentes de información más importantes es la recopilación de las historias de éxito de usuarios, disponibles en [http://www.ihe.net/Resources/user\\_success\\_stories.cfm](http://www.ihe.net/Resources/user_success_stories.cfm). Cada uno de estos documentos es un resumen de una única página sobre la experiencia de usuarios que han instalado Perfiles IHE.

Es importante entender que para poder utilizar IHE no es necesario haberse leído completamente los Marcos Técnicos IHE. Estos se encuentran estructurados de tal manera que el volumen 1 (unas 30 páginas) está orientado a usuarios y gestores para que se entienda que problemas se resuelven y que soluciones se plantean, así como cuáles son las partes involucradas. El resto de la documentación de los Marcos Técnicos es más orientada a especificar como se realizan las transacciones, siendo una guía de implementación dirigida a los ingenieros desarrolladores y al equipo técnico del entorno sanitario que desee entender el marco operativo de IHE con detalle.

### Introducción de las capacidades de integración en un *PI/PA*

Cuando se trata de incluir en una Propuesta de Información (*PI*) o en una Propuesta de Adquisición (*PA*) información relativa a la integrabilidad de los sistemas nos encontramos con el dilema de como plasmar dichas capacidades en la propuesta. Tenemos varias alternativas:

- Deseo un sistema que soporte DICOM, HL7,...
- Deseo un sistema que soporte Impresión DICOM como *SCU*, Consulta/Recuperación DICOM como *SCU*,...

- Deseo un sistema que soporte los siguientes servicios DICOM de acuerdo con las siguientes 100 paginas de especificaciones (y lo mismo para HL7,...).

Las dos primeras son breves, pero ineficaces como ya hemos visto con anterioridad, y la tercera opción es efectiva pero también muy ineficaz desde unos cuantos puntos de vista: Elaboración de las especificaciones que pedimos, valoración de estas, adaptación “particular” de las aplicaciones a dichas especificaciones, Verificación del cumplimiento de las especificaciones en unas pruebas de aceptación,...

La alternativa viable a este dilema es “**Deseo un sistema que soporte (p. ej) IHE XDS como los siguientes actores:** Fuente de documentos y Consumidor de documentos”. Desde luego se trata de una especificación breve, completa puesto que viene respaldada por las especificaciones técnicas del perfil IHE, y fácilmente verificable a través de las Declaraciones de Integración de los productos y de los resultados de los diferentes Connectathones IHE.

Desde luego otro punto a tener en cuenta cuando se realizan las Propuestas de Adquisición es establecer unos límites sobre lo que se quiere adquirir, lo que se pretende adquirir y lo que es necesario adquirir. Para ello se deberá clasificar y puntuar según unos criterios claros y diferentes aquello que el sistema “debe” implementar y aquello que desearíamos que implementara, así como valorar la forma en que dicha implementación se produce, es decir p. ej.: no la realiza, lo realiza a través de métodos propietarios, utiliza DICOM/HL7, se integra con perfiles IHE pero sin todas las opciones, e integración completa a través de las especificaciones IHE.

### Identificación de los productos adecuados

Aunque ya se comentara anteriormente resaltar que son dos las herramientas que tenemos para identificar productos con especificaciones IHE: Los resultados de los Connectathones IHE (<http://connectathon-results.ihe-europe.net/>) y las Declaraciones de Integración por parte de los proveedores (un magnifico punto de partida para encontrar las declaraciones de un gran número de proveedores lo tenemos en [http://www.ihe.net/Resources/ihe\\_integration\\_statements.cfm](http://www.ihe.net/Resources/ihe_integration_statements.cfm)).

La primera no es una certificación de que un producto cumple IHE en alguno de sus Perfiles/Actores, sino como una herramienta de identificación de aquellos productos que pueden cumplir con nuestras expectativas y que además ha superado la prueba de fuego de uno o varios Connectathones.

La segunda son declaraciones simples (normalmente una sola página) del proveedor en las que se afirma el soporte de ciertos Perfiles de Integración

IHE en productos específicos. No es necesario que los proveedores superen un Connectathon para poder publicar unas Declaraciones de integración de un determinado producto, al igual que ocurre con productos que implementen DICOM/HL7 con respecto a sus Declaraciones de Conformidad.

#### Lectura de Declaraciones IHE-DICOM-HL7

Aunque la lectura de las Declaraciones de Integración IHE proporciona un acercamiento mucho más simple a los puntos que pueden detallarse en una Declaración de Conformidad DICOM (*DCS*) o en una Especificación de Interfaz HL7, es también cierto que la Declaración de Integración IHE no sustituye a estas y que por tanto es imprescindible su lectura y análisis.

Un claro ejemplo, de una situación en donde el manejo de las *DCS* es imprescindible, es cuando nos encontramos con la necesidad de manejar la integración de un nuevo equipamiento (con capacidades IHE) en un entorno con sistemas “heredados” que no cumplen con IHE. Es entonces necesario realizar un análisis detallado de las *DSC* de ambos productos para identificar posibles problemas de integración o soluciones a estos.

#### Realización de pruebas de aceptación

No es necesario, dado el público al que va dirigido este texto, incidir sobre la importancia que tiene la realización de pruebas de aceptación al equipamiento médico previa a su utilización clínica (así como la realización de pruebas de constancia,...). Pues bien, en el entorno de los sistemas de información médica estas pruebas son aún más complejas, menos “definitivas” que a las que nosotros como Físicos Médicos estamos acostumbrados y ello por el simple hecho de que tratamos con software (en algunas pruebas también hay que verificar hardware) interaccionando con otro software.

En [Albillos~Merino y otros, 2006] podemos encontrar algunas pruebas a realizar a *PACS*, *HIS*, Modalidades. Sin embargo y dada la dificultad inherente a la aceptación de estos sistemas deberá realizarse un desarrollo previo por parte de un grupo multidisciplinar de aquellas pruebas que sería conveniente realizar. Resulta necesaria también la planificación temporal de dichas pruebas y su interacción con el entorno clínico donde se desarrollen.

Algunas preguntas clave a clarificar de este proceso son:

- ¿Qué sistemas se requieren para realizar las pruebas? ¿necesitamos un entorno separado del clínico para su realización? ¿que tiempo es necesario?
- ¿Que lista de pruebas debemos realizar? ¿Cómo se desarrollara cada una?

- ¿Qué datos son necesarios para la realización de las pruebas? ¿Representan casos reales y un conjunto suficiente de “posibilidades” de datos?
- ¿Cómo se comprueba la operación de prueba? ¿Qué herramientas de prueba son necesarias (Analizador sintactico HL7, Validadores DICOM, Detectores DICOM, Herramientas MESA,...)?
- ¿Cuáles son los resultados que se esperan de cada prueba?

Por último, señalar que puede ser muy conveniente el contar con herramientas proporcionadas por los proveedores para la realización de las pruebas, y en algún caso mas que conveniente será necesario.

#### Métricas de desarrollo

Para terminar este tema me gustaría incidir en un último aspecto: **Gestión**. La diferencia entre una intervención específica y normalmente obligada y una gestión/planificación bien documentada es la utilización de un conjunto de métricas adecuadas, la recopilación de mediciones de estas y la reacción ante estos resultados.

Las métricas son muy útiles a las empresas sanitarias, pues permiten manejar las presiones derivadas de la mejora de la atención sanitaria, la reducción de costes y la aplicación de las nuevas tecnologías de forma efectiva. Unas métricas adecuadas permiten establecer una medida del estado actual, estimar el impacto que tendrá un proceso de cambio y por último confirma y revisa el impacto durante el proceso y el éxito del proyecto de cambio/implantación de tecnologías.

En el apéndice I de [Albillos~Merino y otros, 2006] podéis encontrar un punto de partida para trabajar con métricas en un servicio de Radiología.

## 7. Bibliografía

- [1] Página web IHE internacional. <http://www.ihe.net>
- [2] Wiki de IHE. <http://wiki.ihe.net>
- [3] Página web IHE Europa. <http://www.ihe-europe.net>
- [4] Página web IHE España. <http://www.ihe-e.org>
- [5] Recursos Web DicomScope. <http://dicom.offis.de/dscope.php.en>
- [6] Recursos web IHE sobre verificación de *CPI*. [http://ihedoc.wustl.edu/mesasoftware/12.x/display\\_consistency/index.html](http://ihedoc.wustl.edu/mesasoftware/12.x/display_consistency/index.html)

- [7] ALBILLOS MERINO, J.C., ALMANSA LÓPEZ, J.F., LAMATA DE LA ORDEN, P. (2006). Manual de Usuario IHE-Radiología (Traducción del "IHE Radiology Users Handbook". Edición del 2005). Informe técnico, IHE-España.
- [8] ALMANSA LÓPEZ, J. (2006). IHE en España. Un año de Participación en el proyecto. *Revista de Física Médica*, 7(2), pp. 82–87.
- [9] CHANNIN, D.S. (2001). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 2. Seven Brides for Seven Brothers: The IHE Integration Profiles). *RadioGraphics*, 21, pp. 1343–1350.
- [10] CHANNIN, D.S. (2002). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 6: The Fellowship of IHE: Year 4; Additions and Extensions). *RadioGraphics*, 22, pp. 1555–1560.
- [11] CHANNIN, D.S., PARISOT, C., WANCHOO, V., LEONTIEV, A., SIEGEL, E.L. (2001a). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 3. What Does IHE Do for ME?). *RadioGraphics*, 21, pp. 1351–1358.
- [12] CHANNIN, D.S., SIEGEL, E.L., CARR, C., SENSMEIER, J. (2001b). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 5. The Future of IHE). *RadioGraphics*, 21, pp. 1605–1608.
- [13] CHAVARRÍA DÍAZ, M., COLTELL SIMÓN, Ó., LLORET LLORENS, R.M., PELECHANO FABREGAT, J. (2006). Radiología Digital: Perfiles para los Sistemas de Información de Radiodiagnóstico. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 72–76.
- [14] DICKMANN, C., GKANATSIOS, N. (2007). IHE Radiology: Mammography Users Hand- book. Rev. 1.0. *Informe técnico*, IHE.
- [15] DREYER, K.J. (2000). Why IHE?. *RadioGraphics*, 20, pp. 1583–1584.
- [16] EICHELBERG, M., KLEBER, K., RIESMEIER, J., MAFFIT, D. (2001a). Display Consistency Test Plan for Image Creator. *Informe técnico*, IHE.
- [17] EICHELBERG, M., KLEBER, K., RIESMEIER, J., MAFFIT, D. (2001b). Display Consistency Test Plan for Image Displays. *Informe técnico*, IHE.
- [18] EICHELBERG, M., KLEBER, K., RIESMEIER, J., MAFFIT, D. (2001c). Year 3 Test Plan for Print Composers. *Informe técnico*, IHE, .
- [19] EICHELBERG, M., KLEBER, K., RIESMEIER, J., MAFFIT, D. (2001d). Year 3 Test Plan for Print Servers. *Informe técnico*, IHE.
- [20] EICHELBERG, M., RIESMEIER, J., KLEBER, K., HOLSTEIN, J., OOSTERWIJK, H., JENS- CHD, P. Consistency of Softcopy and Hardcopy: Preliminary Experiences with the new DICOM Extensions for Image Display.

- [21] EICHELBERG, M., RIESMEIER, J., WILKENS, T., JENSCH, P. (2004). One Decade of Medical Imaging Standardisation and Implementation: a Short Review of DICOM and the OFFIS DICOM Toolkit. En: P. Inchingolo & R. Pozzi-Mucelli (Ed.), EuroPACS-MIR in the Enlarged Europe, pp. 253–256. E.U.T. Edizioni Università di Trieste. ISBN: 88-8303-150-4.
- [22] GARCÍA ROJO, M. (2006a). DICOM, el Estándar de Imagen Médica. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 30–37. Resumen basado en la versión 5.5 del “Documento estratégico” de DICOM.
- [23] GARCÍA ROJO, M. (2006b). Documento Estratégico de DICOM, el Estándar de Imagen Médica. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 96–118. Complementa la traducción al castellano del “Documento Estratégico” DICOM.
- [24] HENDERSON, M., BEHLEN, F.M., PARISOT, C., SIEGEL, E.L., CHANNIN, D.S. (2001). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 4. The Role of Existing Standards in IHE). *RadioGraphics*, 21, pp. 1597–1603.
- [25] LAMATA DE LA ORDEN, P., ALBILLOS MERINO, J.C., BARBERO RODRÍGUEZ, O. (2006). El Conectathon de IHE, un Excelente Banco de Pruebas de Interoperabilidad. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 64–68.
- [26] MCBRIDE, A.R., TURNER, J.E., STEAN, K., WILKE, A., BHACHU, D.S., JAVANI, S. (2004). MHRA Evaluation Report. PACS Education: Glossary of PACS Terms (3rd Edition). *Informe técnico*, PACSnet, Diciembre.
- [27] MOORE, S.M. (2003). Using the IHE Scheduled Work Flow Integration Profile to Drive Modality Efficiency. *RadioGraphics*, 23, pp. 523–529.
- [28] MORIANA, F.J. (2006). Conceptos Básicos de IHE. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 69–71.
- [29] MORIANA, F.J., GALLEGO, C. (2006). Conceptos Básicos de HL7. *Informática y Salud (I+S)*, 59, pp. 18–19.
- [30] PACSNET (2003). MHRA Technology Update. PACS Workstation Software. *Informe técnico*, PACS-net, Junio 2003.
- [31] SIEGEL, E.L., CHANNIN, D.S. (2001). Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 1.). *RadioGraphics*, 21, pp. 1330–1341.
- [32] TURNER, J.E., BHACHU, D.S., MCBRIDE, A.R. (2002). MDA Evaluation Report. A Beginners Guide to PACS. *Informe técnico*, PACSnet, Mayo.
- [33] WILKE, A., BHACHU, D.S., TURNER, J.E., MCBRIDE, A.R., KERR, C. (2003). MHRA Educational Report. PACS Education: Beginners Guide to Networks. *Informe técnico*, PACSnet, Junio 2003.



# **Tema 7:** Indicadores dosimétricos en Radiología Digital

**M. España, J.J. Morant, A. Coll**



# Indicadores dosimétricos en Radiología Digital

*M. España, J.J. Morant, A. Coll  
Hospital de la Princesa, Madrid*

## 1. Introducción

La radiología digital, desde el principio de su implantación, ha ofrecido un gran potencial para la optimización de la dosis recibida por el paciente, debido al amplio rango de exposiciones que permite la mayor latitud de estos sistemas, junto con la posibilidad de incrementar la calidad de la imagen mediante el procesado de la misma. Sin embargo, este hecho, puede originar la pérdida del control de las dosis por lo que se debe establecer un cuidadoso protocolo de control de las mismas.

La mayoría de los sistemas digitales disponen de indicadores de exposición en el detector, y ésta es la única referencia de que se dispone para valorar la adecuación de la técnica seleccionada, garantizando una relación señal ruido suficiente para obtener, con la menor dosis posible, una imagen con calidad diagnóstica. Estos indicadores pueden ser de gran utilidad dentro del control de calidad sobre todo si se pueden estudiar de forma retrospectiva. Adicionalmente muchos sistemas incluyen otros indicadores o magnitudes dosimétricas como el producto dosis área, o la dosis piel, además de otros indicadores específicos de algunos fabricantes. Es por tanto necesario conocer el significado de dichos indicadores y su relación con la dosis recibida por el paciente, ya que esto facilitará el establecimiento de mecanismos de control sobre la misma.

La garantía de calidad exige el control y registro de la dosis a paciente con una periodicidad que suele ser anual, de forma que se mantengan los niveles de calidad establecidos garantizando que la dosis en una muestra de pacientes sea la mínima compatible con una imagen diagnóstica, y con un valor inferior a los niveles de referencia establecidos. Sin embargo la radiología digital puede proporcionar, mediante el establecimiento de umbrales para los indicadores

de exposición, el control inmediato de los parámetros técnicos utilizados, e indirectamente de la dosis recibida por el paciente.

En este capítulo se van a presentar los diferentes indicadores dosimétricos utilizados tanto en *RC* (Radiología Computarizada) como en *RD* (Radiología Digital Directa e indirecta), así como los mecanismos de registro y control de los mismos, y los posibles sistemas de gestión de la dosis a paciente que ofrece la radiología digital.

## 2. Indicadores de exposición

El principio de optimización en radiodiagnóstico implica que la dosis recibida por el paciente sea la mínima compatible con una imagen apta para el diagnóstico, pero los sistemas digitales permiten enmascarar técnicas radiográficas inadecuadas que pueden ocasionar imágenes sub o sobre expuestas. Una subexposición se puede traducir en una imagen ruidosa que es fácilmente detectable al ser rechazada por el especialista en radiodiagnóstico por no ser considerada apta para el diagnóstico, pero en el caso de una sobreexposición, no ocurre como en los sistemas convencionales, que es fácilmente detectable por una alta densidad óptica, sino que la calidad de imagen es buena pero no hay un incremento de información que justifique el incremento de dosis al paciente. La mayoría de los sistemas digitales para radiodiagnóstico disponen de indicadores de exposición (*IE*) cuyo objetivo principal es suministrar al usuario información de la exposición en el detector involucrada en la obtención de la imagen radiológica, las variaciones entre la exposición calculada y la medida no deben ser superiores al 20%.

Cualquiera que sea la definición del indicador de exposición utilizado, éste depende de los algoritmos utilizados, de la energía efectiva del haz de rayos X, del intervalo entre la exposición y la lectura del *IP* para equipos *RC*, del posicionamiento del paciente y de la distancia foco detector, entre otros factores. En general, la exposición óptima requerida para una calidad de imagen aceptable con la mínima dosis, se correspondería con un sistema cartulina-película de velocidad 200 o 400, basándose en las limitaciones del ruido en la imagen y adecuándola para cada tipo de exploración.

Estos indicadores de exposición, deberían ser independientes del posterior procesado de la imagen, y su valor óptimo depende de la calibración del sistema, la cual puede variar después de una recalibración y probablemente entre distintas unidades. El utilizar una filtración añadida durante la calibración del indicador de exposición minimiza la dependencia de los resultados con la fuente de *RX*, ya que se elimina el espectro de menor energía responsable de las variaciones entre los distintos tubos de *RX*. Así mismo hace que el espectro

de  $RX$  incidente en el detector sea más representativo del incidente después de la atenuación producida por el paciente en las aplicaciones clínicas. Si la calibración del  $IE$  se realiza con una filtración distinta de la recomendada por el fabricante el rango de valores aceptables del indicador se debe basar en resultados comparativos de las dos filtraciones.

Los indicadores de exposición son parámetros que permiten evaluar el promedio de la exposición en el detector, es decir, sobre la imagen completa, o en una parte de la misma previamente escogida como anatómicamente relevante, o en una *ROI* (*Region Of Interest*) escogida arbitrariamente. Una limitación compartida por varios índices de exposición es la sensibilidad frente a los procesos matemáticos usados para identificar los límites de colimación y segmentación de los datos anatómicamente relevantes. La determinación de la *ROI* es un paso clave en la obtención del índice de exposición. Los algoritmos matemáticos deberían ser lo suficientemente precisos como para proporcionar una estimación razonablemente exacta y fiable del indicador de exposición independientemente de los límites de colimación, colocación anatómica, inclusión de cuerpos extraños, etc., pero este no es siempre el caso. Además, si estos procesos se realizan junto con la segmentación hecha con objetivos de procesado de las imágenes, el indicador de exposición dependerá de la selección anatómica realizada.

Algunos fabricantes han implementado métodos para subsanar estas deficiencias aunque de maneras muy diversas. Todos los sistemas actualmente en uso comparten un resultado final común: todos ellos proporcionan un valor que refleja la sensibilidad del sistema para una exposición dada. Este valor puede ser utilizado para determinar la exposición incidente en el detector de imagen. El valor debería ser exacto, consistente y reproducible, o por el contrario puede ser el origen de una calidad de imagen inconsistente.

La mejor manera de asegurar que las imágenes se realizan de forma correcta, es tener un estimador fiable de la exposición que pueda ser chequeado en cada una de ellas, y que además permita el control de la dosis recibida por el paciente. En este sentido, basándose en las recomendaciones del fabricante, de la velocidad intrínseca del detector, y en los requerimientos de las distintas exploraciones, el usuario puede establecer el rango aceptable del indicador para las distintas aplicaciones clínicas garantizando que la dosis recibida por el paciente es la mínima compatible con una imagen diagnóstica.

## 2.1. Sistemas RC

En los sistemas de RC se utilizan diferentes indicadores de exposición dependiendo del fabricante. En las tabla 1 y 2 se presenta la relación de ellos, junto con las respectivas condiciones de calibración.

<b>SISTEMAS RC</b>				
<b>Fabricante</b>	<b>Nombre del Indicador</b>	<b>Símbolo</b>	<b>Dependencia con Exposición (mR) Kerma aire (<math>\mu\text{Gy}</math>)</b>	<b>Condiciones de calibración</b>
Fuji	Sensibilidad	$S$	$200/S \propto E(mR)$	1 mR a 80 kVp CHR= 3 mm Al $S = 200$
Kodak	Índice de exposición	$EI$	$EI = 1000 \times \lg(E(mR)) + 2000$	1 mR a 80 kVp 0.5 mm Cu + 1.0 mm Al $EI = 2000$
Agfa	Log de la mediana del histograma	$\lg M$	$\lg M = 1.9607 + \lg \frac{K(\mu\text{Gy})}{2.5} + \lg \frac{SC}{400}$	20 $\mu\text{Gy}$ a 75 kVp + 1.5 mm Cu $\lg M = 2.56$
Konica	Valor $S$	$S$	$1/S \propto E(mR)$	1 mR a 80 kVp $QR=200$ $S = 200$
Alara	Indicador del valor de exposición	$EIV$	$EIV + 300 = 2E(mR)$	1 mR SC200 RQA5* $EIV = 2000$

(\*) RQA5: 70 kV, + 21 mm Al, CHR= 7.1 mm Al (IEC 61267:1994).

**Tabla 1**

Sistema CR	Indicador de exposición	Procesado	Tiempo entre exposición y lectura
Agfa	$\lg M = 2 \log_{SAL} - 3.9478$ $SAL = 90 \cdot \sqrt{0.877 \cdot SC \cdot E(mR)}$ <i>Scan Average Level</i>	$SC = 200$ <i>System diagnosis/flat field</i>	2.5 min
Fuji	$S = 200 / E(mR)$ <i>Sensitivity number</i>	<i>Semi-fixed L=1.0</i>	15 min
Kodak	$EI = 1000 \cdot \log(E(mR)) + 2000$ <i>Exposure index</i>	<i>Pattern mode</i>	10 – 15 min
Konica	$1/S \propto E(mR)$	<i>QCS-value</i>	10 min
Alara	$EIV + 300 = 2E(mR)$		

Tabla 2

Las condiciones de calibración de los diferentes sistemas tienen como objetivo definir un procedimiento sencillo y reproducible, que minimice su dependencia con el kilovoltaje y la filtración.

Como puede deducirse de la tabla anterior, no hay un consenso entre los distintos fabricantes a la hora de definir el *IE* en relación a la exposición que recibe el detector ni del haz de *RX* utilizado en su calibración. Desde algunas organizaciones (AAPM) se están tomando iniciativas en este sentido, y ya existen algunas propuestas (Van Metter, R.; Yorkston, J. *Proposal for a universal definition of speed for digital radiography*, RSNA 2005) para uniformizar todos estos valores en un único índice, universal para todos los sistemas, que podría ser similar a la sensibilidad definida para los sistemas analógicos de cartulina película.

A continuación se expone una panorámica general de la situación actual en los diferentes indicadores que los fabricantes han implementado.

### Agfa

El CR **Agfa** usa un indicador de exposición conocido como "*lgM*" que se determina a partir de la mediana de los valores logarítmicos de los valores de píxel en el histograma (figura 1) dentro de una región de interés y se calcula para cada imagen asociada con un examen determinado, estando definido como:

$$\lg M = 1.9607 + \lg \frac{K(\mu Gy)}{2.5} + \lg \frac{SC}{400}$$

Donde *K* es el kerma en aire incidente, y *SC* (speed class).

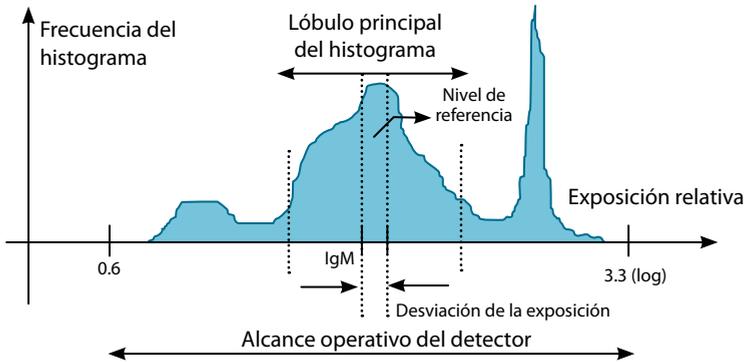


Figura 1

A cada imagen se le adjudica una "velocidad" (*Speed Class: SC*) seleccionada por el usuario que determina la ganancia con la cual la imagen será tratada. A causa de esto, la exposición requerida para producir un valor de  $IgM$  específico depende del "ajuste" de velocidad. Cuando el valor numérico de  $IgM$  cambia 0.301 unidades (el logaritmo de 2), esto indica una variación en el kerma en aire en un factor 2, si el *SC* se ha mantenido constante. Igual variación se produciría si manteniendo constante el kerma en aire incidente se duplicase el valor de *SC*.

El valor del  $IgM$  se calcula sobre la imagen bruta, y el valor no se recalcula por colimaciones manuales, siendo de utilidad para comprobar si se está utilizando de forma correcta el rango dinámico del sistema. Elegir un valor máximo de 3.2767 para el  $IgM$  puede parecer arbitrario, pero se elige para tener una relación sencilla ( $\times 10000$ ) para valores de pixel de 15bit logE que se usan internamente. El rango de pixel correspondiente es (0.327676). Esta conversión nos permite representar un rango de log de pixels de 32767. Esto es ligeramente superior a lo que realmente se necesita para los actuales sistemas de conversión analógico digital, pero deja un margen para futuros sistemas.

El valor de  $IgM$  indica la exposición en el receptor (*IP*) mediante una relación matemática con el denominado **Scan Average Level (SAL)** que es el valor promedio de la escala de grises. En una imagen de 8 bits de profundidad el valor mínimo del SAL sería cero y el máximo 256.

$$SAL = 90 \sqrt{0.877 \cdot c \cdot SC \cdot E(mR)}$$

Siendo  $c$  una constante característica de los diferentes *IP*.

$$IgM = 2 \log SAL - 3.9478$$

Para un kerma en aire de  $20 \mu\text{Gy}$  a  $75\text{kVp}$  y filtración añadida de  $1.5 \text{ mm Cu}$ , con  $SC=200$  el valor del SAL es de  $1800$ , lo que corresponde a un valor de  $IgM$  de  $2.56$  para  $c=1$ , tal y como se indica en las condiciones de calibración.

Todos los factores que influyen en la forma del histograma afectan al  $IgM$ : Exposición en el detector,  $SC$  elegida, Sistema  $ADC$ , técnica radiográfica, y características del paciente por tanto su utilidad como valor absoluto es limitada, pero si que es útil para comparar diferencias entre exámenes del mismo tipo utilizando la misma  $SC$  y el mismo  $IP$ .

Agfa recomienda la obtención de imágenes con valores de  $IgM$  comprendidos entre  $1.8$  y  $2.2$  lo que supone, en términos de dosis a la entrada del  $IP$ , un rango que va de  $1.65$  a  $4.15 \mu\text{Gy}$ , para una  $SC$  de  $400$ .

## Fuji

La “**Sensibilidad**” o parámetro  $S$  de Fuji fue el primer indicador de exposición con una relación inversa con la exposición. De forma absoluta, el valor numérico del indicador no se corresponde exactamente con la definición de velocidad determinada en la norma ISO 9236-1, y para poder comparar la  $S$  de dos exposiciones es muy importante que ningún otro parámetro haya variado. Por ejemplo, Para  $IP$ 's (*Image Plate*) de alta resolución ( $HR$ ) se necesita aproximadamente dos veces y media más exposición para obtener el mismo valor de  $S$  que cuando se utilizan  $IP$ 's de resolución estándar ( $ST$ ). Además en el *software* más reciente suministrado por Fuji se permite la posibilidad de modificar el valor de  $S$  de forma retrospectiva, lo que pone en duda la validez de este parámetro a la hora de su utilización en estudios dosimétricos.

La lectura del  $IP$  determina tanto la latitud como el mínimo y el máximo valor de luminiscencia registrado. Para normalizar los datos de la imagen y extraer el rango deseado se aplica un procesado de forma que la imagen final se describe mediante  $10$  bits ( $1024$  niveles de grises). En este proceso se registran los valores máximo y mínimo del  $Ig$  de los valores de luminiscencia ( $S_1$  y  $S_2$  en la figura del histograma). Dentro de este rango se determina el valor de la mediana,  $S_k$ , y se le asigna un valor de  $511$ , correspondiente al valor medio del rango digital de  $10$  bits. El número de sensibilidad se calcula como:

$$S = 4 \times 10^{(4 - S_k)}$$

La relación entre la exposición media incidente en el  $IP$  y la sensibilidad  $S$  está dada por la expresión

$$S \cong \frac{200}{\text{Exposición}(mR)} = \frac{1740}{\text{Kermaaire}(\mu\text{Gy})}$$

para los chasis del tipo ST-VI de radiología general y condiciones estándar de disparo (80 kVp,  $\sim 3.0$  mm Al *HVL*)

Fuji recomienda la obtención de imágenes con valores de  $S$  comprendidos en los siguientes rangos:

50	–	250	para extremidades
200	–	800	para tórax adulto
200	–	600	para columna lumbar

Que dosimétricamente representan una dosis en el *IP* de:

34.8	–	6.96 $\mu\text{Gy}$	para extremidades
8.7	–	2.17 $\mu\text{Gy}$	para tórax adulto
8.7	–	2.9 $\mu\text{Gy}$	para columna lumbar

El significado del valor de  $S$  difiere del concepto de sensibilidad relativa o velocidad usado en las combinaciones cartulina-película. Sin embargo, el valor de  $S$  se puede utilizar como un indicador que aproximadamente puede representar una sensibilidad relativa, pero se debe tener en cuenta que:

- Manteniendo todos los demás factores constantes, el valor de  $S$  cambia con el tiempo debido a posibles cambios en el funcionamiento del tubo fotomultiplicador, lo que obliga a periódicas calibraciones y verificaciones.
- El valor de  $S$  cambia si el selector de exploración cambia, aunque los parámetros de exposición sean los mismos.
- Si el kilovoltaje utilizado varía, también lo hace el histograma y por consiguiente también  $S$ .
- Si el equipo de *RX* utilizado cambia, también lo hace  $S$  aún cuando los parámetros técnicos sean los mismos.
- Si el menú del sistema cambia, cambian las condiciones de reconocimiento de exposiciones, por lo que los valores obtenidos de  $S$  con las nuevas condiciones de funcionamiento no se pueden comparar con los previos.
- El valor de  $S$  también se ve afectado por el tiempo que transcurre entre la exposición del *IP* y su procesado.

Sólo cuando todos los factores relacionados anteriormente permanecen constantes,  $S$  se puede utilizar como una medida relativa de la exposición que llega al receptor de imagen, de forma inversamente proporcional.

## Konica MINOLTA

Konica utiliza un parámetro  $QR$  asignado de antemano en función de la exploración, y que tiene un significado equivalente al concepto de velocidad en los sistemas cartulina-película. Por ejemplo si  $E(mR)$  es la exposición que produce un valor de salida de 1535, y una densidad óptica en placa procesada de 1.2DO, esa exposición se determina:

$$E(mR) = \frac{200}{QR}$$

De forma que:

$$QR = 200 \quad E = 1 \text{ mR}$$

$$QR = 400 \quad E = 0.5 \text{ mR}$$

El digitalizador REGIUS de Konica de 12 bits, especifica el rango para el cual las exposiciones pueden ser cuantificadas mediante un parámetro denominado  $QR$  (Quantization Range). Si  $E$  es la exposición en el  $IP$ , ésta puede ser cuantificada si está comprendida entre:

$$\frac{200}{QR} \times E(mR) \times 10^{-1.5} \text{ y } \frac{200}{QR} \times 10^{2.5}$$

Por ejemplo, si  $QR$  es igual a 200, el rango de cuantificación va de 0.0316 a 316  $mR$ . Konica presenta un valor denominado  $REX$  (exposición relativa) que se genera a partir del valor de  $S$  (sensibilidad):

$$S = QR \times \frac{E_1}{E}$$

$E_1$  es la exposición en  $mR$  que produce un valor digital de 1535.

$E$  es la exposición promedio en la región del plate usada para el cálculo de  $S$ .

Para un valor de  $QR=200$  el sistema está calibrado para dar un valor digital de 1535 con una exposición en el plate de 1  $mR$  a 80 kVp.

Así para:

$$E = 1 \text{ mR} \quad S = 200 \times \frac{1 \text{ mR}}{1 \text{ mR}} = 200$$

$$E = 2 \text{ mR} \quad S = 200 \times \frac{1 \text{ mR}}{2 \text{ mR}} = 100$$

Konica recomienda obtener imágenes con valores de  $S$  comprendidos entre 150 y 250 para extremidades y de 200 a 600 para el resto. Dosimétricamente, estos valores de  $S$  representan un rango de dosis en el detector que va de los 11.6 a los 6.96  $\mu\text{Gy}$  para extremidades y de 8.7 a 2.9  $\mu\text{Gy}$  para el resto.

## Kodak

Kodak, para sus  $CR$  utiliza un indicador de exposición conocido con el nombre de **Índice de Exposición (IE)**, que representa el valor medio de píxel de la región clínica de interés. También este indicador toma valores diferentes para  $IP$ 's de propósito general y para  $IP$ 's de alta resolución.

El procesado inicial (shading) sobre la imagen bruta (imagen RAW) consiste en reducir las variaciones en la sensibilidad de la guía de onda que recolecta la luminosidad. La respuesta del sistema a estas condiciones estándar de irradiación viene dada de forma algebraica por las fórmulas que se muestran a continuación, cuyos valores pueden ser tabulados o mostrados gráficamente. En la figura 2 se presentan las gráficas correspondientes al sistema Kodak  $CR$  (cassette GP-25)

$$EI = 1000 \cdot \lg\left(\frac{E}{E_0}\right) + C$$

Donde  $E$  ( $mR$ ) es la exposición incidente, y  $E_0$  es 1.0  $mR$ .

En caso de utilizar valores de kerma en aire ( $mGy$ )

$$EI = 1000 \cdot \lg\left(\frac{K}{K_0}\right) + B$$

Los valores de  $C$  y  $B$  definen la calidad del haz y dependen de las características del mismo.

En la tabla 3, se presentan los valores de  $C$  y  $B$  para los haces de  $RX$  de acuerdo a ISO 9236-1, que representan la mayoría de los utilizados en la práctica clínica.

HAZ DE RX	SISTEMA RC Kodak		SISTEMA RD Kodak	
	B	C	B	C
ISO-I <i>Extremidades</i>	839	1780	648	1589
ISO-II <i>Cráneo</i>	1059	2000	973	1914
ISO-III <i>Columna lumbar</i>	1071	2012	1039	1980
ISO-IV <i>Tórax</i>	1059	2000	1025	1966
80 kVp, 0.5 mmCu+1 mm Al <i>Condiciones de calibración</i>	1059	2000	1059	2000

Tabla 3

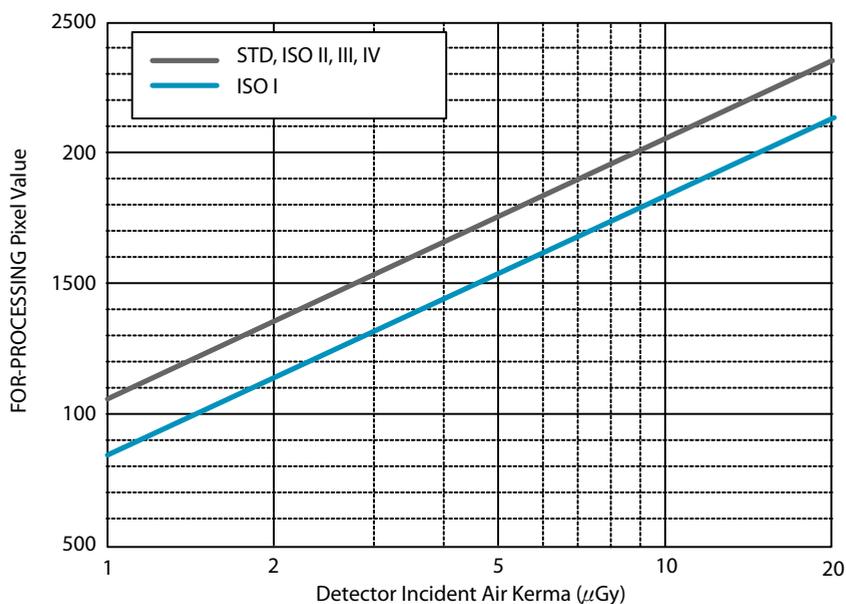


Figura 2

El valor de  $IE$  se incrementa en 300, cuando la exposición en el detector se multiplica por dos, por lo que las unidades de  $EI$  son Kilobels. Kodak recomienda obtener las imágenes con un valor del índice de exposición comprendido entre 1800 y 2000, lo que dosimétricamente representa un rango que va de 5.5 a 8.73  $\mu\text{Gy}$  en el detector.

## Alara

Con el fin de optimizar la dosis de radiación, la calidad de imagen, y el uso del rango dinámico del lector *CR* para una amplia variedad de estudios, el fabricante de *CR* Alara proporciona la capacidad de cambiar la ganancia del sistema. De forma análoga a los sistemas de combinación cartulina/película, a estos valores de ganancia los correlaciona con el concepto de Clase de Velocidad (*SC*). En la tabla 4 se muestra la exposición nominal para cada Clase de Velocidad.

Clase de Velocidad	Exposición ( <i>mR</i> )
50	4.00
75	2.67
100	2.00
200	1.00
300	0.67
400	0.50
800	0.25

Tabla 4

Para cada imagen, el sistema calcula un indicador del valor de exposición (*EIV*). Para todas las clases de velocidad, o modos estándar o de alta resolución, **el objetivo es obtener un *EIV* igual a 2000**. El *EIV* está relacionado logarítmicamente con la energía depositada en el *IP* (cambios en el *EIV* de 300 unidades corresponden a cambios en la exposición de un factor 2).

Para cada dispositivo de *RC* Alara, el *EIV* se calibra de forma individual utilizando un espectro de *RX* definido por RQA5 (70 kV, 21 mm Al añadido; *HVL* = 7.1 mm Al; IEC 61267:1994). En este proceso de calibración se determinan las ganancias del tubo fotomultiplicador necesarias para alcanzar un valor digital, para cada una de las exposiciones nominales de la tabla anterior. Así, para un dispositivo concreto se genera una tabla de ajustes de voltajes del tubo fotomultiplicador para cada clase de velocidad. En la instalación del sistema, a cada clase de examen se le adjudica una clase de velocidad según las preferencias de los usuarios, de forma que al seleccionar el tipo de exploración, automáticamente se está seleccionando la clase de velocidad con la cual se va a procesar la imagen.

El valor de *EIV* se calcula en la imagen de 16-bits antes de su procesado de forma lineal con la exposición siguiendo los pasos siguientes:

1. Utilizando un análisis combinado (morfológico y del histograma) se identifican las partes de la imagen correspondientes al área de colimación, áreas sin paciente y zonas sobreexpuestas.
2. En el resto de la imagen (zona anatómica de interés) se computa el valor medio del píxel y se convierte a *mR* vía la calibración RQA5 mencionada anteriormente.

El valor de *EIV* se calcula mediante la relación

$$EIV = 1000 \cdot \log_{10} \left[ ResScale \cdot \frac{SC \cdot X(mR)}{2} \right]$$

Donde *ResScale* es un parámetro de ajuste debido a la diferente respuesta del sistema entre el procesado de alta resolución y el estándar.

*SC* Clase de Velocidad del sistema.

*X* Media de la exposición en el *IP* de la zona anatómica.

El valor de *EIV* es mostrado en la consola de control de forma numérica y gráficamente y es almacenado en la cabecera DICOM (0018,1405) (*Relative X-Ray Exposure*).

La casa Alara, al igual que Agfa, también proporciona un *software* opcional para el análisis histórico de los valores de *EIV* y sus tendencias.

## 2.2. Sistemas de radiología digital (“panel plano”)

En lo que respecta a los sistemas de radiología Digital (*DR*) los fabricantes han sido más lentos a la hora de desarrollar sistemas indicadores de dosis. Alguno de ellos no lo hicieron en un principio y otros desarrollaron sistemas que no indicaban las exposiciones que llegaban a los detectores. Muchos de ellos apostaron por la utilización del producto dosis-área (*DAP*) o producto kerma-área (*KAP*) u otras magnitudes que representan una estimación de las dosis recibidas por los pacientes y no la exposición en el detector. La utilización de estas magnitudes permiten por una parte proporcionar información sobre las dosis impartidas a los pacientes, tal y como requiere la IEC y las diferentes recomendaciones sobre calidad diagnóstica. Sin embargo, los valores que proporcionan no facilitan información sobre la adecuada exposición del receptor de imagen y, por consiguiente, una de las posibles causas de una imagen de calidad deficiente.

A continuación se presentan los diferentes sistemas de *RD*.

## Canon

**Canon** proporciona un indicador de exposición llamado **“Valor de Exposición Alcanzado”** o **“REX”** (*Reached Exposure Value*). Este índice se determina a partir del gráfico de la tabla *LUT* (Look Up table-Tabla de aspecto) que relaciona el brillo en función del valor de píxel, y por tanto es una función que depende del “brillo” y del “contraste” seleccionado por el operador.

Se presentan seis tablas:

- CHEST:específica de exploraciones de Tórax.
- LINEAR lineal.
- INV.LINEAR invierte la densidad de la imagen.
- STAN. CONTRAST característica para exámenes óseos.
- BONE#1 mantiene el contraste en áreas de baja densidad, y el tejido blando puede observarse en la zona de alta densidad.
- BONE#2La zona de baja densidad puede ser casi la misma que en BONE#1, pero el tejido blando de la zona de alta densidad puede observarse mejor.

En la figura 3 se muestra el concepto del valor de *REX* para el caso de un tórax *PA* a partir de la representación gráfica en cuatro cuadrantes que nombrados en sentido contrario a las agujas del reloj representan:

1º cuadrante.	La curva de escala de grises que muestra la relación entre el valor de píxel y la densidad
2º cuadrante:	Se determina la posición que se va a escoger para seleccionar el valor de píxel y la densidad óptica que se ha especificado para dicho valor
3º cuadrante	Curva característica del detector que muestra la relación entre la exposición que ha recibido y el valor de salida
4º Cuadrante.	Curva de conversión logarítmica que convierte el valor de salida del detector (sensor Output, 14 bit), proporcional a la dosis de <i>RX</i> que haya recibido, en un valor de píxel proporcional al logaritmo de la exposición.

El sistema selecciona el valor máximo de píxel en la imagen como valor de análisis en la grafica de salida del detector, y una densidad (*D*) para este valor en la gráfica *LUT*.

Se selecciona un valor de densidad en el eje de ordenadas de la gráfica *LUT* que puede ser  $0.75D$  si la impresora es lineal, y puede variar entre un valor máximo de  $3.2D$  y un mínimo de  $0.2D$ . El valor seleccionado en el eje de ordenadas de la curva *LUT* da un valor de píxel que se corresponde con un valor de salida del sensor en el cuarto cuadrante y este es el índice *REX*. El valor de *REX* varía entre 1 y 16383.

Para comparar exposiciones deben utilizarse parámetros idénticos tanto para el modo de exposición, como para el procesado de la imagen incluyendo el índice *REX*.

El siguiente gráfico muestra el concepto del índice *REX* de una imagen *PA* del tórax

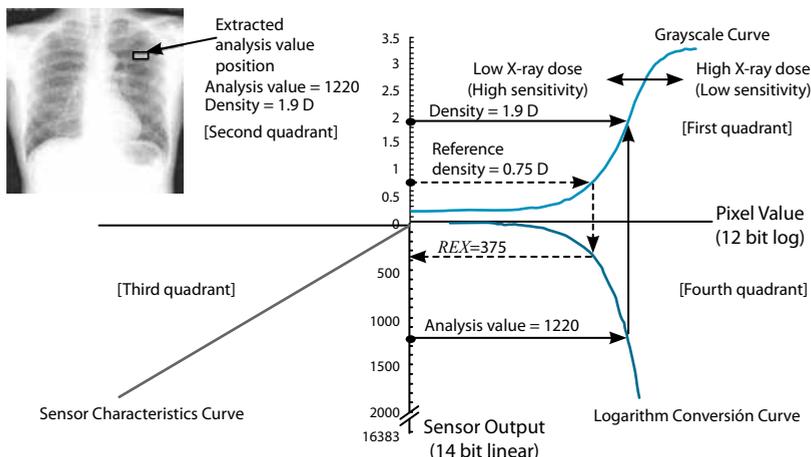


Figura 3

## GE Healthcare

**General Electric** retrasó la introducción de un indicador de exposición del detector, a cambio de utilizar el producto dosis-área para las estimaciones de dosis a pacientes. Sin embargo, en su tecnología más reciente ha incorporado tres parámetros adicionales que indican la exposición en el receptor, incluido un "Índice de Exposición en el Receptor" o *DEI* (*Detector Exposure Index*), que es un número adimensional utilizado para comparar la exposición en el detector con un valor de referencia.

### Parámetros de medida de la exposición en el detector

Los sistemas *Definium* de radiografía digital de GE proporcionan al usuario tres valores relacionados con la exposición incidente en el detector digital (*Kerma* en aire):

- Exposición en el Detector No Compensada (*UDExp*) en  $\mu\text{Gy}$ .
- Exposición en el Detector Compensada (*CDExp*) en  $\mu\text{Gy}$ .
- Índice de Exposición en el Detector (*DEI*).

El  $UDE_{Exp}$ ,  $CDE_{Exp}$ , y  $DEI$  se muestran como anotaciones de imagen (opcionales) en la estación de trabajo de adquisición y son almacenados en la cabecera DICOM de la imagen.

Se realizan los siguientes pasos:

- **Segmentación Anatómica:** Como paso preliminar, las regiones anatómicas son identificadas en la "imagen cruda" y a partir de ellas, se determina el Valor de la Mediana Anatómica ( $A_M$ ) en unidades de cuentas.
- **Sensibilidad del Detector:** bien en fábrica, bien durante la instalación del sistema, se estiman dos valores de sensibilidad para el detector digital:
  - La Sensibilidad del Detector no compensada, ( $USens$ ), que se define como la eficiencia de conversión del detector en unidades de cuentas/ $\mu$ Gy a 80 kVp (con una filtración estándar y sin rejilla antidifusora).
  - La Sensibilidad del Detector compensada, ( $CSens$ ), que es igual a  $USens$  después de que haya sido compensado por los kVp, la presencia de parrilla antidifusora, y por la posible filtración de cobre añadida por el usuario.
- **Exposición de Detector:** a partir de los valores de  $USens$  y  $CSens$  estimados, se calculan dos valores de exposición:
  - Exposición del detector no compensada:  $UDE_{Exp} = A_M / USens$
  - Exposición del detector compensada:  $CDE_{Exp} = A_M / CSens$
- **Índice de Exposición en el Detector ( $DEI$ ):** Valor normalizado adimensional obtenido de la relación entre la mediana de los valores (en cuentas) de la región anatómica determinada en la segmentación ( $A_M$ ) y el valor (en cuentas) esperado para la técnica utilizada (kVp, filtración y parrilla antidifusora); este valor esperado es obtenido, utilizando el control automático de exposición (CAE), con maniquís acrílicos estándar apropiados al rango de kVp.

De la descripción realizada se deduce que el índice de exposición en el detector ( $DEI$ ) puede ser usado de forma efectiva para indicar:

- a) Sobre o subexposición debida al incorrecto posicionamiento del paciente o a la incorrecta selección de las cámaras del CAE.
- b) Sobre o subexposición debido a la selección de una técnica inapropiada.
- c) Sobre o subexposición debido a otras causas relacionadas con el operador o con el propio sistema.

Los valores de *DEI* se muestran en la consola de control para cada adquisición, junto con un valor límite superior y otro inferior, configurables por el usuario para cada tipo de exploración.

Para cada adquisición realizada en el sistema, *UExp*, *CExp*, y *DEI*, junto con los datos técnicos e información de la adquisición, son registrados por el sistema y pueden ser exportados a CD en cualquier momento.

**Se puede destacar que *UExp*, *CExp*, y *DEI***

1. Son independientes del procesado y reprocesado de las imágenes. Los valores, una vez calculados, son almacenados en la cabecera DICOM y no pueden ser modificados por el usuario.
2. Pueden ser potencialmente afectados por errores en la identificación de las regiones anatómicas en la imagen, la identificación de regiones colimadas de la imagen, o la presencia de prótesis o protectores que ocupen gran parte de la imagen.

## Imaging Dynamics

**Imaging Dynamics** ha introducido un único índice llamado "*f#*". El valor de *f#* es un número adimensional que proporciona al operador información sobre optimización de la técnica utilizada comparada con un valor de referencia. Valores negativos de *f#* representan subexposición y positivos sobreexposición.

Con este objetivo, para una imagen, se determina la exposición que debe incidir en el detector para producir un rango medio de gris y se relaciona con las características de un sistema pantalla-película que hubiese respondido de forma similar.

Para calcular el índice de exposición, representado con el símbolo *f#*, se segmenta la imagen para excluir áreas de exposición directa y áreas fuera de la región expuesta, y de la región de interés se obtienen la mediana ( $I_{Med}$ ) del histograma. Los datos experimentales han mostrado que la utilización del valor de la mediana proporciona información útil acerca del rango medio de la densidad óptica de la imagen obtenida y que su valor no se ve afectado de forma importante por pequeños errores en el proceso de segmentación, al contrario de lo que le sucede a la media.

A partir del cociente señal de entrada/ señal de salida  $R_{IO}$  y del valor de la mediana  $I_{Med}$  obtenemos la expresión

$$X_{Med} = I_{Med} \cdot R_{IO}$$

Donde  $X_{Med}$  es la exposición causante del rango de densidades obtenido en la imagen. La velocidad efectiva del sistema  $S_E$  estará dada por la expresión

$$S_E = \frac{200}{X_{Med}}$$

En la práctica clínica, dependiendo del tipo de exploración se seleccionan diferentes velocidades. Así, una combinación de velocidad 400 se usa para exploraciones de tórax, mientras que para extremidades se utilizan habitualmente combinaciones de velocidad 100 debido a que los sistemas de velocidad más lenta proporcionan mayor detalle.

Este índice de exposición tiene en cuenta este concepto a la hora de relacionar la velocidad efectiva del sistema  $S_E$  con una velocidad de referencia  $S_T$ . La velocidad de referencia se determina de forma consensuada para cada tipo de exploración, y es almacenada en una base de datos de parámetros anatómicos para su utilización en función del tipo de exploración realizada.

$$f\# = \log_2 \left( \frac{S_T}{S_E} \right)$$

El índice resultante es un valor adimensional y se aplica de forma sencilla sin tener en cuenta la velocidad de referencia, pues el operador debe procurar que su valor sea lo más próximo a cero posible. Una exposición inferior en un factor dos a la recomendada dará un valor de  $f\#$  igual a  $-1$ , mientras que si es inferior en un factor cuatro  $f\#$  será igual a  $-2$ . Igualmente una sobreexposición dos veces superior a la recomendada dará un valor igual a  $1$ , y si es cuatro veces superior  $f\#$  será igual a  $2$ . En términos prácticos, el operador debe tener en cuenta que una imagen con un valor de  $f\#$  comprendido entre  $-1$  y  $1$  cabe esperar que sea de calidad aceptable.

Una ventaja de este sistema es su analogía con la nomenclatura utilizada por el control automático de la exposición (CAE) que igualmente, en su espectro de densidades, utiliza el valor  $0$  como selección ideal y  $\dots -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3\dots$  como pasos adicionales para incrementar o reducir las densidades obtenidas en la imagen.

### Philips Digital Diagnost

Como se ha comentado anteriormente, muchos índices son significativamente sensibles a la selección de la zona anatómica explorada pues la segmentación que se realiza depende de esta selección. En sus versiones más recientes, Philips ha mejorado este aspecto independizando el cálculo del  $IE$  de la segmentación.

El sistema  $RD$  de panel plano de Philips (Philips Digital Diagnost flat-panel  $DR$ ) calcula un índice de exposición ( $RD$ ) para cada imagen que es inversamente proporcional al  $Kerma$  en aire en el receptor de imagen y que se obtiene a partir del valor "característico" de píxel.

La escala del índice  $RD$  se define de forma análoga a la de la velocidad pantalla-película (ISO 9236-1):

$$RD = 1000 / K$$

donde  $K$  es el  $Kerma$  en aire a la entrada del detector expresado en  $\mu\text{Gy}$ .

El  $Kerma$  ( $K$ ) se obtiene a partir del valor característico de píxel  $PV_c$  y de la sensibilidad  $SENS$  del detector expresada en unidades de número digital por  $\mu\text{Gy}$  mediante la expresión:

$$K = PV_c / SENS$$

La sensibilidad del detector de panel plano después de aplicar las correcciones pertinentes es  $SENS = 207 \mu\text{Gy}^{-1}$ , para una calidad de haz correspondiente a RQA5 de la IEC 61267 (70 kV, 21 mm Al de filtración añadida y  $HVL = 7.1$  mm Al).

Los valores que toma el índice de exposición están intencionadamente confinados a valores que siguen la escala ISO  $R'10$ , igual que los valores de velocidad pantalla-película, de forma que los resultados se redondean a valores de 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, ... Cada paso corresponde a un factor  $10^{0.1}$  (o a un incremento de 25%).

La justificación para tomar esta escala es sencilla:

- Este "redondeo" permite eliminar la dispersión en la reproducibilidad del valor del índice  $RD$  debidas a variaciones en la evaluación del histograma de la imagen para cada examen.
- Los pasos de la escala ISO  $R'10$  siguen una proporcionalidad con la exposición habitualmente utilizada por los operadores y que tiene una correspondencia sencilla con los mAs de disparo utilizados.

La metodología del valor característico de píxel depende del software incluido en el sistema. Por ejemplo, para sistemas con control automático de exposición, el valor de  $PV_c$ , se calcula como la mediana del valor de píxel correspondiente al área de medida del CAE; para imágenes con control manual, el  $PV_c$  se determina como la mediana del valor de píxel correspondiente a un área igual al 25% del área total de la imagen, y centrada en ésta.

La relación entre el valor de píxel y el  $kerma$  en aire incidente no se mantiene constante para las diferentes calidades del haz. Este efecto es más significativo a bajos kVp, donde la sensibilidad del detector (valor de píxel/ $\mu\text{Gy}$ ) puede llegar

a ser tan sólo del 30% con respecto a la obtenida a 70 kVp. Para mitigar este efecto, el sistema a la hora de calcular el índice  $RD$  aplica un factor de corrección que depende del kVp, y que se muestra en la figura 4.

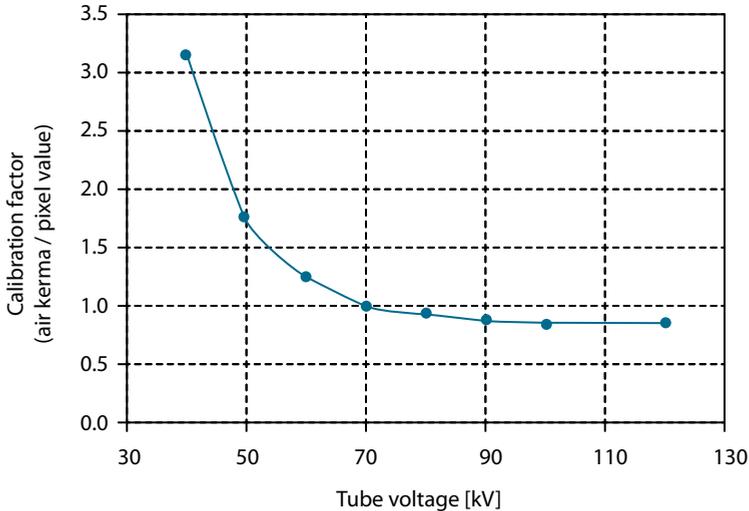


Figura 4

### Siemens Medical Systems

Los sistemas AXIOM Aristos (FX, MX, TX, VX) de SIEMENS proporcionan un Índice de Exposición que se simboliza con las siglas  $EXI$ .

El campo de irradiación es subdividido en una matriz  $3 \times 3$ , donde la segmentación central es definida como la región de interés. El índice de exposición es calculado como el promedio de los valores de pixel originales en la segmentación central. El esquema de cálculo es independiente del programa anatómico seleccionado, el modo de exposición, el campo de medida (cuando se usa el CAE) y de los parámetros de procesado de las imágenes.

El  $EXI$  es un valor relativo, directamente proporcional al kerma en aire, de acuerdo a la relación.

$$\text{Kerma en aire } [\mu\text{Gy}] = c \cdot EXI$$

La calibración del sistema se realiza a 70 kV y 0.6 mm Cu de filtración añadida (de acuerdo con RQA5 de la IEC 61267:1994-09) para obtener un factor de calibración  $c$  que viene documentado en el manual del sistema.

Calidad de haz	Sensibilidad relativa <i>EXI</i>	Exploración
ISO I	55	Extremidades
ISO II	100	Cráneo
ISO III	108	Columna Lumbar
ISO IV	110	Torax

Los valores que se obtienen dependen de la colimación, calidad del haz y órgano examinado, mientras que es independiente del nombre del programa anatómico seleccionado, método de exposición seleccionado (manual o automático) y del campo de medida seleccionado.

### 3. Sistemas de registro y control dosimétrico

El establecer un sistema de registro y control dosimétrico puede resultar bastante laborioso, puesto que es necesario disponer de los datos completos de la exploración, del rendimiento del equipo (evaluado en controles de calidad periódicos) y del índice de exposición obtenido para cada imagen concreta. La recopilación de dichos datos puede estar automatizada cuando se trabaja con equipos de rayos X que incorporan la posibilidad de conexión mediante puerto serie a ordenadores personales y obtener así de forma directa la información técnica de las exploraciones. Pero en la mayoría de casos este proceso es completamente manual y sujeto a gran diversidad de errores. Una vez establecida una base con todos los datos descritos es posible comparar los valores de dosis estimados para cada exploración individual con los valores medios de las  $N$  anteriores exploraciones del mismo tipo y ver también la desviación respecto a un valor de referencia establecido. Según el resultado de la comparación se "dispara" una alarma de aviso en caso de dosis excesiva y se inician los trámites de comprobación, investigación de causas y medidas correctoras de carácter más o menos inmediato. (Proyecto Europeo de investigación DIAMOND (*Digital Imaging: Measures for Optimizing Radiological Information Content and Dose*)).

Para estos sistemas, es bastante habitual utilizar los indicadores de exposición (que se obtienen *on-line*) para establecer un control indirecto sobre las dosis que recibe el paciente, considerando unos intervalos (diferentes para cada fabricante) óptimos para la práctica clínica y que ofrecen cierto equilibrio entre dosis a paciente (mínima dosis) y calidad de la imagen (máxima calidad). El parámetro que refleja la sensibilidad del sistema frente a una determinada exposición (mAs o mGy), y que permite determinar la exposición incidente en el detector de imagen, debe ser preciso, consistente y reproducible, para asegurar que se mantiene la calidad de imagen.

### 3.1. Sistemas *RC*

Algunos fabricantes sugieren la posibilidad de utilizar los sistemas *RC*, debidamente calibrados, como “dosímetros” presentando un valor no-dimensional que proporciona un nivel de actuación relativo al adecuado para una exploración concreta. Así pues, una exposición de  $-1$  indicaría una ligera sub-exposición (imagen con cierto ruido extra) y una exposición  $+1$  indicaría una ligera sobre-exposición (dosis ligeramente superior a la recomendada), así mismo pueden haber valores relativos de exposición en  $-2$ ,  $-3$  o bien  $+2$ ,  $+3$ ; pero en cualquier caso la intención sería que el usuario trabajara con imágenes dentro del rango neutral (cerca de 0) independientemente del tipo de exploración. Con este sistema únicamente se obtendría una valoración relativa (frente a unos valores calibrados de referencia) y no una dosis a paciente con valores absolutos.

La herramienta de Control Automático de Exposición (CAE), que incorpora el propio equipo de rayos X, es básica cuando se trata de sistemas digitales de imagen y es indispensable que esté debidamente ajustado (según parámetros del fabricante) para tener así un control, de la exposición en el detector e indirectamente de la dosis recibida por el paciente, con valores similares a las obtenidas con un sistema convencional cartulina película de velocidad 200-400. Además de garantizar que la imagen obtenida tiene la calidad suficiente para el diagnóstico clínico, siempre que se procese adecuadamente (ver capítulo *Procesado de la imagen digital*). Este control exige que se realicen verificaciones periódicas y relativamente frecuentes del sistema de exposimetría automática ya que un desajuste del mismo podría no ser detectado en la imagen digital.

La incorporación de un *software* de control es muy interesante desde el punto de vista dosimétrico y de control de calidad. Es deseable que el sistema digital esté dotado de la capacidad de registrar algún indicador de dosis en todas las imágenes así como de disponer de opciones de control del mismo (valoración respecto referencia, aviso de superación de dosis...).

### 3.2. Sistemas de adquisición digital *RD*

Para los sistemas de Radiografía Digital (*RD*) pocas veces se dispone de indicadores de exposición que *realmente* proporcionen información de la exposición en el detector. En su lugar estos sistemas digitales proporcionan el Producto Dosis Área (*PDA*), el Producto *Kerma* Área (*PKA*) o incluso otras cantidades que representan una estimación de dosis a paciente.

En algunos casos la información del *PDA* proporcionada por el sistema es la correspondiente a un paciente ideal, por lo que no se puede relacionar el parámetro de dosis con la calidad de la imagen obtenida para un paciente concreto. Estos sistemas digitales integrados (sistema compacto de receptor de

radiación, procesado de la imagen y visualización de la misma) disponen directamente de la información que proviene del propio generador de la radiación (características seleccionadas para la exploración: tensión, carga, distancia...), de las condiciones del examen (campo de radiación), y de los datos aportados por el usuario respecto al paciente. También tienen las herramientas para establecer un cálculo de la dosis a paciente bastante preciso, casi instantáneo y que se almacenará informáticamente junto con el resto de la imagen y demás información de la exploración. Aprovechando la capacidad de almacenamiento de datos y cálculo que introducen estos sistemas, es posible registrar y a su vez valorar, respecto a valores de referencia, la dosis recibida por el paciente, a partir de la señal recibida por el sistema de detección de una forma casi inmediata.

### Ejemplos de sistemas de registro y control de dosis

Agfa

Dispone de una herramienta **dose-monitoring tool** opcional en sus sistemas. Se trata de un software que ofrece una evaluación estadística, a partir de un indicador  $IgM$  de referencia, calculado según las 100 imágenes aceptables previas de la misma exploración o introducido manualmente. Los niveles de exposición de exploraciones posteriores se comparan con dicho indicador (estimando la desviación estándar) y en los textos de pie de página de cada imagen se muestra este valor de referencia. Si una excede la tolerancia establecida, un mensaje de alarma (indicador gráfico) se imprime en la imagen para informar al usuario. Este sistema permite disponer de una indicación en tiempo real de la calidad de las exposiciones.

El valor del  $IgM$  no es aplicable como indicador de dosis absoluta al paciente, ni tampoco se puede utilizar como indicador de la calidad de imagen. Si se puede utilizar como indicador de la buena utilización del rango dinámico del  $ADC$ . El  $IgM$  ofrece tolerancias para sub y sobre exposiciones.

Las observaciones estadísticas del  $IgM$  ofrecen la posibilidad de examinar la consistencia de toda la cadena de imagen:

1. Calculando un valor de referencia del  $IgM$  para un examen específico.
2. Calculando la desviación Standard del valor de referencia del  $IgM$ .

La evaluación estadística se realiza sobre el calculo del valor de referencia del  $IgM$  basado en:

1. Digitalizador.
2. Grupo de estudio/tipo de estudio/Tipo de subestudio/Exposición.
3. Clase de exposición.
4. Tamaño de chasis.
5. Tipo de  $IP$ .

## 4. Ajuste del control automático de exposición

A la hora de buscar un ajuste óptimo del CAE para un sistema digital pueden surgir básicamente dos problemas: el primero sería qué parámetro usar para realizar el ajuste, y uno segundo sería la distinta respuesta de los detectores a la energía de los rayos X, con respecto a la respuesta que tienen los sistemas película-pantalla.

Con el fin de conseguir una optimización para el ajuste del CAE con los sistemas digitales, se requiere obtener un nivel de señal constante en la imagen resultante. Esta señal está directamente relacionada con el nivel de ruido, que se puede considerar como un factor limitante para determinar si una imagen es o no aceptable.

En primer lugar, se debe buscar un parámetro, el cual sea posible usar como referencia. La densidad óptica en la película (en caso de que la placa sea impresa), en principio, no es un buen parámetro. La razón principal radica en el hecho que la densidad óptica que aparece en la placa no tiene por que estar directamente relacionada con la señal que produce el fósforo, principalmente debido a conversiones intermedias que se hacen entre la lectura del fósforo hasta la impresión de la placa. Se debe por tanto, buscar alguna variable alternativa a la densidad óptica, y si es posible que esté ligada de alguna forma a la calidad de imagen. Además, también es interesante que sea fácil su medición, pues se debe recordar que se busca algo para utilizar de forma rutinaria en los controles de calidad de los equipos.

Los parámetros que primero se pueden ocurrir para usar como referencia, y quizás los más obvios serían los indicadores de dosis (o valores de píxel) de los sistemas, o bien, la relación señal ruido, calculada como el valor de píxel en una *ROI* centrada en la imagen, dividido entre su desviación estándar. Además, también es muy conveniente registrar la dosis que llega al detector (que está relacionada con el propio índice de dosis). Aclarar que, en principio la dosis no sería un buen indicador, pues esta no se mantiene constante a lo largo del rango de tensiones utilizadas. Para mantener constante el indicador de dosis, esta debe aumentar al subir el kilovoltaje, debido a la pérdida de sensibilidad de los detectores. Además, es de esperar que el valor de la dosis necesaria para conseguir una buena relación señal-ruido, baje con el desarrollo de la tecnología.

La gran pregunta, una vez que se ha decidido cuál de los dos usar, es: ¿cuál es el valor de referencia para el ajuste del sistema? Es evidente que la respuesta correcta sería: "aquel valor que permita la suficiente calidad de imagen diagnóstica con la menor dosis posible".

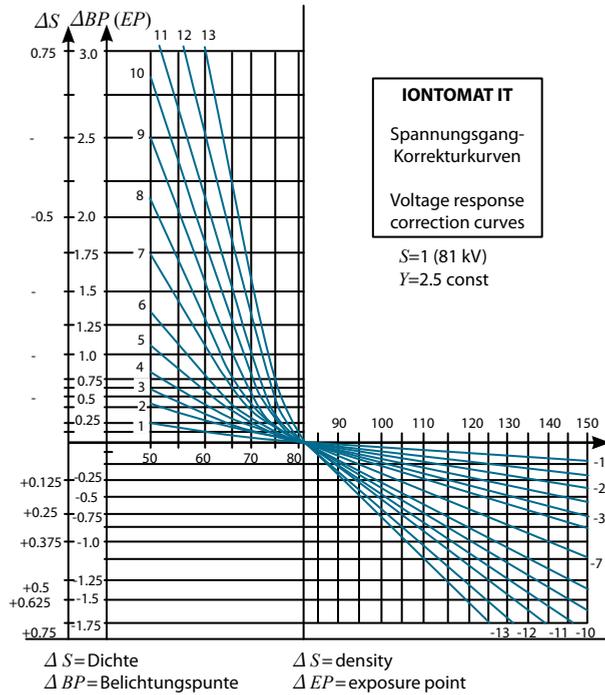
El problema no está resuelto. Hay algunas publicaciones en las que se dan valores de referencia, para la dosis que recibe el detector en el punto de cali-

bración, a 80 kV. Pasar de dosis a indicador de exposición, es sencillo mediante las ecuaciones dadas. Así Doyle y col. En sus trabajos han ajustado el CAE con los *CRs* con una dosis de  $2.7 \mu\text{Gy}$  a 80 kV como punto de partida, para los hospitales del oeste de Escocia. Una vez hecho esto, han calculado el valor del indicador de dosis correspondiente a cada casa comercial, y este es el que mantienen constante a todas las demás tensiones. La decisión de adoptar este valor ha llevado el visto bueno por parte de los radiólogos. Esta era prácticamente la misma dosis que empleaban en un sistema pantalla-película de velocidad 400. Para sistemas de radiografía digital indirecta (paneles de silicio), han usado una dosis de  $2.0 \mu\text{Gy}$ .

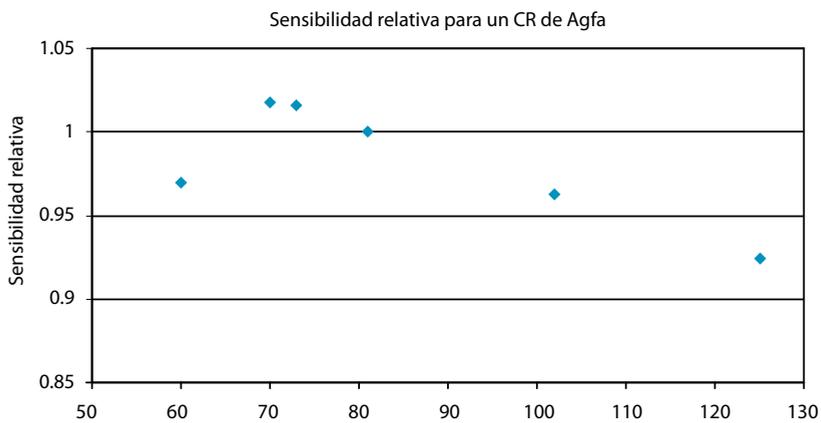
Sensiblemente diferentes son los datos que dan Mazzocchi y col.: para un sistema Agfa con un fósforo MD40, han escogido una dosis de  $4.1 \mu\text{Gy}$  a 81 kV. Esto convierte el *CR* en un sistema algo más lento que el sistema de pantalla-película tradicional de velocidad 400. El sistema para escoger la dosis "absoluta" (y por lo tanto el indicador de dosis), ha sido parecido al anterior: varios radiólogos puntúan las imágenes, variando la dosis.

La diferencia entre ambos artículos puede ser explicable en el hecho de que en los dos primeros se presentan sólo las imágenes con la dosis requerida, y en ellas los radiólogos valoran si pueden diagnosticar sobre ella, aceptando el ruido que estas presentan. En el segundo caso, a los radiólogos se le presentan varias imágenes de distintas dosis para que las puntúen, y parece bastante evidente el hecho de que siempre tiendan a puntuar más alto una imagen con más dosis.

En segundo lugar se debe uno preguntar qué es lo que ocurre con la compensación con el kilovoltaje. De forma simplificada, el ajuste de un exposímetro de un equipo con el espectro, consiste en elegir dos de las curvas que el equipo trae predefinidas: una para kilovoltajes por debajo del punto de calibración (80 o 81 kV), y otra para kilovoltajes por encima del punto de calibración. El problema es que en la mayoría de los casos, estas curvas están preparadas para los tradicionales sistemas de pantalla-película, y como ya se ha comentado, estas son sensiblemente diferentes entre los dos sistemas. En el caso del *CR* lo ideal sería medir la respuesta del detector que se quiere ajustar con el espectro e intentar encontrar en el equipo de rayos X, una de las curvas de compensación parecida (figuras 5 y 6).

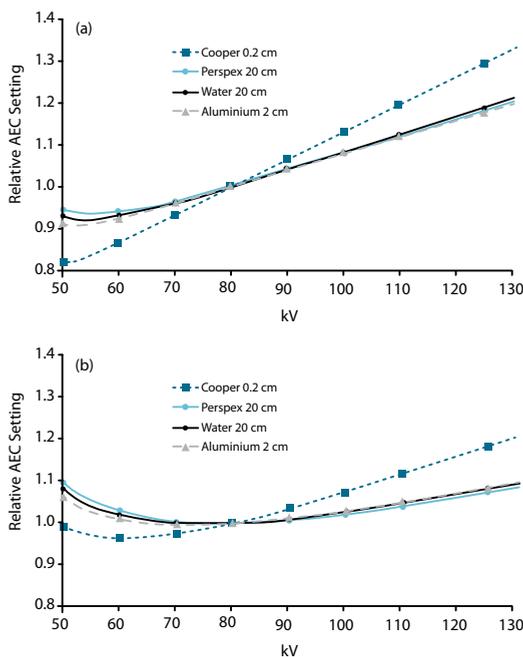


**Figura 5.** Curvas de respuesta de corrección de voltaje para un equipo Siemens Multix. Consta de un punto de calibración a 81 kV, y de una familia de curvas para kilovoltajes mayores y otra para kilovoltajes menores. El ajuste del CAE consiste en elegir una de esas curvas para cada rango de tensiones. Por cortesía de Siemens Medical Systems.



**Figura 6.** Sensibilidad relativa para un CR de Agfa con respecto a la variación del kilovoltaje. Está normalizado para la respuesta a 81 kV.

Antes de terminar, se debe comentar los maniquís recomendados para utilizar a la hora de simular a los pacientes. En principio, los más indicados serían el agua (20 cm), el PMMA (20 cm) o el aluminio (2 cm). No es recomendable utilizar láminas de cobre (2 mm). El espectro de rayos X resultante después de atravesar el primer grupo de materiales se parece bastante entre sí, por lo que la respuesta del fósforo será parecida para todos estos materiales. Sin embargo, con la lámina de cobre se obtiene un espectro distinto al anterior, y eso se nota en la respuesta del fósforo, después de que el haz de rayos X sea atenuado por el cobre.



**Figura 7.** Valores calculados para el ajuste relativo del CAE para a) CR y b) sistema indirecto de panel plano, con cuatro materiales distintos usados para simular los rayos X transmitidos a través de un paciente (MHRA 04132). Véase la diferencia existente entre las láminas de cobre y los demás materiales.

Por último, se citan textualmente traducidas al castellano, unas recomendaciones de la MHRA publicadas en su documento "Radiation dose Issues in Digital Radiography Systems"

" ...

1. La compañía suministradora de nuevo equipamiento digital debería ofrecer información de las exposiciones recomendadas en el receptor, que produzcan imágenes para el diagnóstico con la menor dosis posible al paciente para cada examen particular.

2. Los sistemas digitales posiblemente tengan diferente respuesta a la energía de los rayos X que los sistemas pantalla-película. Por lo tanto, las características de compensación de los generadores para el CAE, deberían ser distintas de las usadas para los sistemas pantalla-película.

Para los sistemas ya existentes, que han sido actualizados para usar *DDR* o *CR*, las características de la compensación del CAE deben ser reprogramadas. Los fabricantes de equipos de rayos X deberían estar en posición para suministrar alguna actualización de cambios del firmware del generador, de software o de hardware.

3. Cada imagen, sea vista en película o en pantalla, debería idealmente tener asociado un número que indicase el nivel de exposición a la que es sometido el detector. Actualmente, todos los sistemas *CR* poseen un índice de sensibilidad que se relaciona con la exposición en el detector; sin embargo, los sistemas *DDR* generalmente no se proporcionan con esta característica.

## 5. Dosimetría a pacientes

En la legislación vigente en España es preceptiva la evaluación de las dosis a los pacientes y de la calidad de la imagen radiológica como parte de los programas de garantía de calidad. Esta evaluación, que puede solamente reflejar una situación puntual en un momento dado, puede resultar insuficiente en una etapa de transición de radiología analógica a digital, donde las dosis a los pacientes pueden modificarse sustancialmente dependiendo de las personas que operan los equipos y no están restringidas por el propio sistema como sucede en los sistemas de cartulina-película. Esta situación persiste una vez implantada la radiología digital, por lo que es aconsejable una vigilancia mucho más estricta de las dosis impartidas a los pacientes, a fin de detectar desviaciones y tomar medidas correctoras de manera inmediata.

Para ello es necesario:

1. Garantizar el ajuste correcto del CAE, estableciendo el parámetro de referencia, que sustituirá la a la densidad óptica del sistema cartulina película, y las tolerancias para evaluar su variabilidad. ¿Cuáles?
2. Disponer de información suficiente acerca del diseño del RIS y PACS utilizados en cada instalación.

3. Incorporar a dicha base de datos los valores de dosis de referencia para cada tipo de exploración. Además del valor de referencia (Protocolo Español – ICRP 73), también se incorporará el valor medio de la dosis registrada en las últimas  $N$  exploraciones de cada tipo (puede ser 10, 20 o 50) realizadas con el mismo equipo y el promedio para todos los equipos de la misma modalidad así como todos los del centro.
4. También es interesante introducir los valores considerados como adecuados para las distintas características técnicas de cada exploración así como el valor medio de los distintos parámetros registrados en las últimas  $N$  exploraciones del mismo tipo.
5. Con la información de la base de datos es posible calcular la dosis a la entrada del paciente, y el producto dosis-área en cada exposición para cada paciente.
6. Cada nuevo valor de dosis calculado o proporcionado por el equipo (estimaciones) es comparado con los valores de referencia correspondientes. Y también los valores utilizados de la técnica radiográfica con los valores establecidos como adecuados.
7. Establecer un valor de tolerancia (+5% ¿? respecto al valor de referencia de la dosis) que indique nivel de alerta y nivel de actuación para corregir la técnica de forma inmediata así como una sugerencia para dicha corrección y revisión de los valores de referencia. Es importante introducir esta alarma en un campo de la cabecera DICOM de la imagen para su posterior revisión.
8. Según la frecuencia en la aparición de las alertas y si están o no relacionados con la elección de las características para la exploración se debe considerar la periodicidad de la formación continuada.

## 6. Referencias

- [1] REPORT OF TASK GROUP #10, AAPM (1998). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.
- [2] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY (2001). Assurance of the quality in the diagnostic imaging department, , ISBN 0-905749-48-0.
- [3] ICRP 93. (2003). Managing patient dose in digital radiology, November 2003.
- [4] TG46. Dose management in digital radiography.

- [5] VAÑÓ, E., FERNANDEZ, J.M., TEN, J.I., GUIUBELALDE, E., GONZALEZ, L., PEDROSA, C. (2002). Real-Time measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology* 225: 283-288.
- [6] SAMEI, E. (2003). Advanced in digital radiography. Categorical Course in diagnostic radiology physics. *RSNA*.
- [7] SAMEI, E., SEIBERT, J.A., WILLIS, C.H. FLYNN, M., MAH, E., JUNCK, K. (2001). Performance evaluation of computed radiography systems. *Med. Phys.* Vol. 28 No. 3 361-371
- [8] SCHAETZING, R. (2005). A comparison of screen/film and digital imaging: Imaging processing, image quality, and dose. Presentation. *AAPM 2005–Continuing Education Course in radiographic and fluoroscopy physics and technology*.
- [9] SEIBERT, J.A. (2005). Design and performance characteristics of digital radiographic receptors. Presentation. *AAPM 47<sup>th</sup> Annual Meeting*.
- [10] SIEBERT, J.A., BOGUCKI, T., CIONA, T., Y COL. (1998). Acceptance testing and quality control of photoestimulable phosphor imaging systems. *Report of Task Group 10. AAPM (AAPM TG-10)*.
- [11] HUDA, W. (2005). The current concept of speed should not be used to describe digital imaging systems. *Radiology*, 234: 345-346.
- [12] DOYLE, P., GENTLE, D., MARTIN, C.J., (2005). Optimising Automatic exposure Control in Computed Radiography and the impact of patient dose, *Rad.Prot.Dos.* Vol. 114, 236-239.
- [13] DOYLE, P., MARTIN, C.J., (2006). Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography. *Phys. Med. Biol.* Vol. 51, 5475-5485.
- [14] MAZZOCCHI, S., BELLI, G., BUSONI, GORI, C., MENCHI, I., SALUCCI, P., TADDEUCCI, A., ZATELLI, G. (2006). AEC Set-up optimisation with Computed radiography Imaging. *Rad. Prot. Dos.* Vol. 117, 169-173.
- [15] MHRA EVALUATION REPORT. (2003). Comparative Specificatins of computed radiography systems for general radiography. 2ª ed. MHRA 03140 KCARE.
- [16] MHRA EVALUATION REPORT. Computed radiography systems for general radiography. MHRA 04132. 2004 / MHRA 05035 2005.

**Tema 8:**  
Control de calidad en sistemas  
de adquisición estática

**Carlos Manuel Otero**



# Control de calidad en sistemas de adquisición estática

*Carlos Manuel Otero,  
Hospital Clínico Universitario, Santiago de Compostela*

## 1. Introducción

Las pruebas de aceptación y de control de calidad son fundamentales para el correcto funcionamiento de los equipos y para la obtención de imágenes óptimas para el diagnóstico clínico. En los sistemas digitales, estas cobran aún mayor importancia, puesto que un mal ajuste de los sistemas, podrían desencadenar la aparición de ciertos problemas sin ser detectados, debido a las particularidades de estos equipos. El ejemplo más evidente sería el posible aumento de la dosis a los pacientes sin ser conscientes de ello, puesto que la calidad de imagen sería cada vez mejor. Esto no podría ocurrir en un sistema de pantalla película convencional, ya que esta quedaría saturada y se vería totalmente oscura.

En este capítulo se comentarán las pruebas recomendadas para el control de calidad de los sistemas digitales de adquisición estática, más concretamente a los sistemas de radiografía computarizada (*CRs*). Estos son, con diferencia, los sistemas digitales más extendidos en los hospitales.

Se tratará en un primer momento, los parámetros con los que se pueden encontrar en las distintas marcas más conocidas de equipos *CRs* (AGFA, Konica, Fuji y Kodak), para posteriormente comentar las pruebas mínimas que se deben realizar a un sistema digital, tanto en la aceptación como de manera periódica. Se pretende dar valores de tolerancias para todos los parámetros medibles.

Por último se hablará también de los distintos maniqués específicos que tiene cada casa comercial (sobre los que se dispone de información), para poder hacer un control de calidad rápido y preciso de cómo está el sistema.

## 2. Parámetros de los sistemas digitales

Antes de empezar con esto, se debe tener en mente una cosa fundamental: es importante una buena comunicación con la casa comercial y debería conseguirse que estas ofreciesen la máxima información sobre su sistema. Cosas como el índice de dosis o exposición que usan, cuál es su valor recomendado para que la calidad de imagen sea la óptima, etc., deberían ser puestas a disposición de los usuarios.

Por otra parte, aunque todos los vendedores manejan un índice de exposición que tiene en cuenta la dosis que llega al receptor, estos índices varían entre las distintas compañías; de esta forma el *SAL* o *LgM* de Agfa, no se parece en nada, por ejemplo, al *EI* que usa Kodak. Además, la forma de calibrar cada uno de ellos es distinta. En este apartado se hará un resumen de todos los índices que usan las casas comerciales de los sistemas *CR*.

### 2.1. *CR* de Agfa

EL índice de dosis que usa Agfa se denomina *LgM* (**Log Median Value**). Es una relación logarítmica de la exposición media que llega al fósforo. Las señales "en bruto" del lector *CR* sufren en primer lugar una compresión del rango dinámico mediante un amplificador "tipo raíz cuadrada", para después ser digitalizada a 12 bits. Estos valores "brutos" digitalizados son denominados *SAL* (**Scan Average Level**). Este parámetro puede ser medido mediante las herramientas pertinentes en distintas regiones de interés de la imagen. De manera ideal, la relación del *SAL* con la dosis que llega al fósforo viene dada por la expresión:

$$SAL = 90 \cdot \sqrt{0.87 \cdot B \cdot E(mR)} \quad (1)$$

siendo *B* la llamada clase de velocidad o clase de exposición, y *E* la exposición en *mR* que llega al fósforo. Otra forma de poner esta ecuación es normalizando la clase de velocidad a 200 y convertir la exposición a  $\mu\text{Gy}$ . Así queda:

$$SAL = 1800 \cdot \sqrt{\frac{B}{200} \cdot \frac{E(\mu\text{Gy})}{20}} \quad (2)$$

Así, queda claro que una exposición al fósforo de 20  $\mu\text{Gy}$ , y seleccionando una clase de velocidad de 200, produce un *SAL* de 1800. La razón de ponerlo así es porque estas son, como se verá más adelante, las condiciones recomendadas por el fabricante para la calibración del indicador (dos exposiciones de 10  $\mu\text{Gy}$  cada una, rotando el chasis 180°, con 75  $\text{kV}_p$  y 1.5 mm de Cu).

Se puede calcular el *LgM* como:

$$LgM = 2 \cdot \log_{10}(SAL) - 3.9478 \quad (3)$$

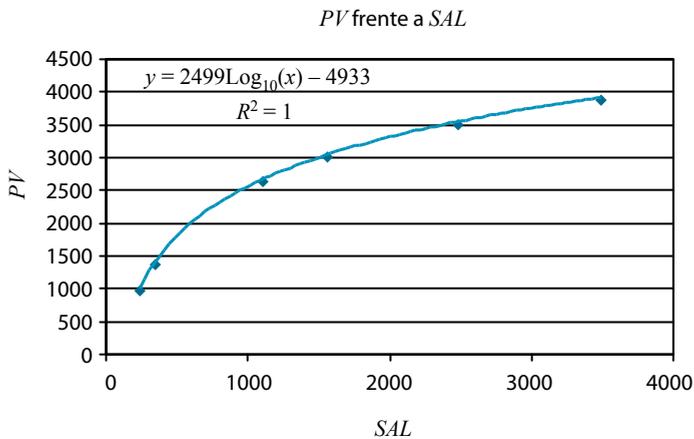
Para ver más clara la relación del  $LgM$  con la dosis, supongamos una clase de velocidad de 200; combinando las ecuaciones (1) y (3), se obtiene:

$$LgM = 2.2 + \log_{10}[E(mR)] \quad (4)$$

Es decir, una exposición de 1  $mR$  al fósforo (aproximadamente  $8.75 \mu Gy$ ) equivale a un  $LgM$  de 2.2. Doblar la dosis en el fósforo equivale a pasos de 0.3 de  $LgM$ .

Conviene también poner la ecuación que relaciona el valor de píxel ( $PV$ ) con el  $SAL$  (Samei 2201):

$$PV = 2499 \cdot \log_{10}(SAL) - 4933 \quad (5a)$$



**Figura 1.** El valor de píxel frente al  $SAL$  en un  $CR$  de Agfa.

Si sustituimos (2) en (5), suponiendo la clase de velocidad  $B$ , 200, se obtiene:

$$PV = 1249.5 \cdot \log_{10}(E) + 1576.3 \quad (5b)$$

Esta ecuación se corresponde, como se verá más adelante, con la ecuación teórica de transferencia del sistema.

Por último, es necesario hacer alguna aclaración sobre la clase de exposición,  $B$ . Este parámetro determinará de manera indirecta la máxima exposición que puede llegar al fósforo antes de que la imagen se sature. Si, por algún motivo, se quiere distinguir en la imagen, algún valor de exposición ( $SAL$ ) mayor que el obtenido se deben usar menores  $B$  (reducir  $B$  a la mitad implica poder aumentar al doble la exposición que no satura la imagen).

## 2.2. CR de Kodak

El índice que usa Kodak para determinar la exposición que llega al receptor se llama, precisamente, índice de exposición,  $EI$  (**E**xposure **I**ndex del inglés). Se define como:

$$EI = 2000 + 1000 \cdot \log_{10}(E_{media}) \quad (6)$$

donde  $E_{media}$  es la exposición media recibida por la parte expuesta del receptor en  $mR$ .

El valor de píxel relacionado con la exposición para un CR de Kodak viene dado por la expresión:

$$PV = 1000 \cdot \log_{10}(E) + c_0 \quad (7)$$

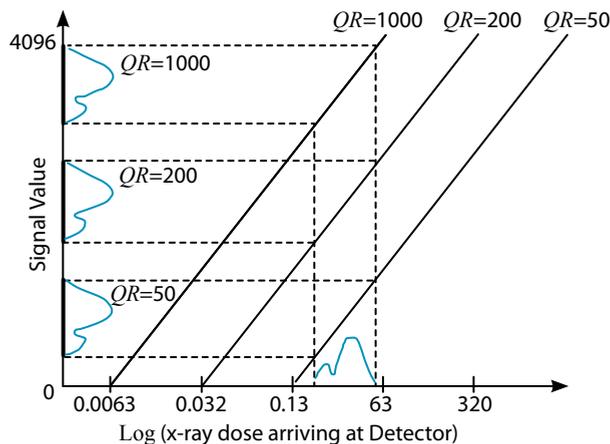
El parámetro  $c_0$  es igual a 2000 para las pantallas  $GP$  y 1700 para las pantallas  $HR$  (Samei 2001).

## 2.3. CR de Konica

Konica usa un valor de sensibilidad  $S$ , que viene dado por:

$$S = QR \cdot \frac{E_1}{E} \quad (8)$$

donde  $QR$  es el "rango de cuantización preseleccionado" ("Quantization Range"),  $E_1$  es la exposición media en  $mR$  que produce en el fósforo un valor digital de 1535 y  $E$  es la exposición que llega al fósforo.  $QR$  juega aquí un papel análogo al de  $B$  en el caso del CR de Agfa. De este modo, un valor de  $QR$  de 200, producirá un valor digital de 1535 si se expone el fósforo a 1  $mR$  y a 80 kV. Estas son, como se verá más adelante, las condiciones de calibración para el CR de Konica (Goldman 2004).



**Figura 2.** El rango de cuantización ( $QR$ ) y su efecto en la digitalización de la imagen.

El valor de píxel en relación con la exposición para el *CR* de Konica viene determinado por la expresión [Jiménez Alarcón 2005].

$$E = 10^{a \cdot PV + b} \quad (9)$$

siendo  $E$  la exposición,  $PV$  es el valor de píxel y  $a$  y  $b$  son los parámetros del ajuste, que dependen de la calidad del haz incidente en el detector y del procesado aplicado.

## 2.4. *CR* de Fuji

El índice de exposición que usa Fuji es el llamado "sensibilidad" o "número  $S$ ". Se define, para los *CR* de Fuji de resolución estándar, como:

$$S = \frac{200}{E_{media}} \quad (10)$$

donde  $E_{media}$  es la exposición media en  $mR$  que llega al fósforo en condiciones de referencia, es decir, 80  $kV_p$  sin filtración.

El valor de píxel aparece en función de varios parámetros: el propio número  $S$ , la exposición ( $E$ ) y la latitud ( $L$ ) del sistema (Samei 2001):

$$PV = \left(\frac{1024}{L}\right) \cdot \left[\log(E) + \log\left(\frac{S}{200}\right)\right] + 511 \quad (11)$$

## 3. Pruebas de control de calidad

Pasamos ahora a la descripción detallada de las pruebas que se han considerado para realizar el control de calidad de los *CRs*.

La estructura que sigue cada apartado es el siguiente: nombre de la prueba, material necesario para realizarla, el objetivo de ésta, el procedimiento y por último las tolerancias recomendadas para cada tipo de *CR* (en el caso de que estén disponibles). Además, si se considera oportuno se añadirán unos comentarios sobre ciertos aspectos de los tests. Las pruebas consideradas para el control de calidad de lo *CRs* son las siguientes:

1. Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis.
2. Tiempo de lectura
3. "Dark noise" en el fósforo de los detectores.
4. Calibración del indicador de dosis del detector.
5. Consistencia del indicador de dosis del detector.

6. Uniformidad.
7. Linealidad y propiedades de transferencia del sistema.
8. Efectividad del ciclo de borrado.
9. Linealidad espacial y errores de escala.
10. Desvanecimiento de la imagen latente.

Además de éstas, se comentarán de forma más general dos aspectos más, de considerable importancia, que se deben tener en cuenta a la hora de hacer el control de los *CRs*:

11. Control de calidad de la imagen.
12. Ajuste del control automático de la exposición (*CAE*).

La periodicidad recomendada para las pruebas es hacerlas en la aceptación de los equipos digitales y posteriormente, al menos, una vez al año, excepto en la prueba del tiempo de lectura, la cual es suficiente con realizarla en la aceptación. De forma más específica, se recomiendan para ciertos test las periodicidades expuestas en la siguiente tabla (KCARE 2004):

Prueba	Periodicidad
Calibración del indicador de dosis	1 – 3 meses
Uniformidad	1 – 3 meses
Umbral a bajo contraste (calidad de imagen)	3 – 6 meses
Resolución espacial (calidad de imagen)	3 – 6 meses

En cuanto al tiempo necesario para llevar a cabo todas las pruebas, se estima en aproximadamente unas cuatro horas, y cabe señalar también que, en algunas de ellas, es necesaria la transferencia de imágenes a través de la red, para posteriormente poder ser analizadas.

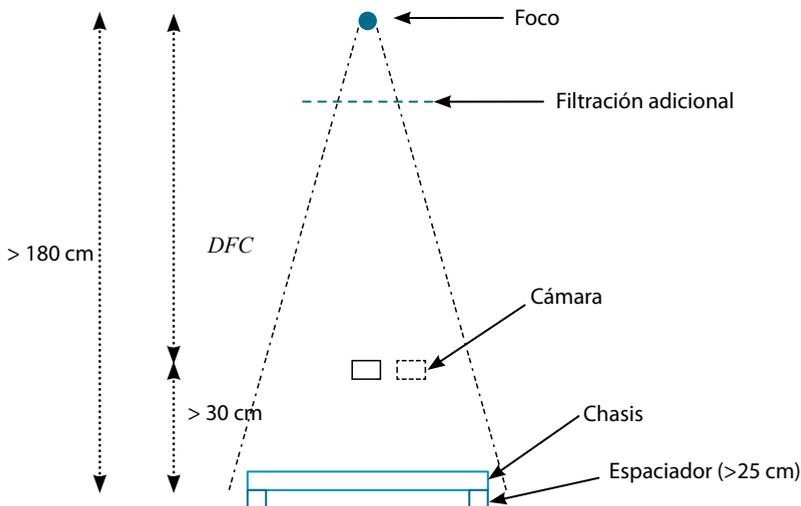
Por último, se debe dejar claro que todos los procedimientos y tolerancias dadas son a nivel indicativo y basados en la bibliografía (AAPM TG10 2006, Samei 2001, KCARE 2005, Goldman 2004, Seibert 2004, NHS 2005, NHS 2006, MHRA 2004, Rampado 2006), por la propia experiencia y en los datos facilitados por los fabricantes.

### 3.1. Configuración

En la figura 3, se establece una configuración recomendada para las medidas. Evidentemente se debe tener una fuente de rayos X calibrada y reproducible. Sería ideal conseguir una distancia desde la fuente hasta el chasis de unos 180 cm (*DFI*), para así minimizar las variaciones debidas al efecto talón. La distancia tendrá que ser, en todo caso, mayor que 150 cm. Además si es posible, se puede apoyar el chasis sobre unos espaciadores del suelo de unos 25 cm, para poder descartar radiación retrodispersa de este. Los colimadores del equipo de rayos X se ajustarán de tal forma que el campo de radiación sea al menos 5 cm mayor que el fósforo.

Por último, para medir la exposición que llega al fósforo se procederá de la siguiente forma: en primer lugar se miden a una altura mayor de 30 cm por encima del fósforo y en el eje de radiación, cinco exposiciones consecutivas (para verificar la reproducibilidad). A continuación, se desplaza la cámara lateralmente, de tal forma que quede fuera del área central del fósforo, y se vuelven a medir cinco exposiciones más. De esta forma se puede calcular el factor de fuera de eje (*OAR*), como el cociente entre la medida de la cámara en el centro entre la medida de la cámara en la zona periférica. En esta posición estará la cámara cuando se realicen exposiciones al fósforo. La razón de dejarla fuera de la región central es porque en ella se harán medidas en *ROIs* en el centro del fósforo. De esta forma, la exposición que llegue al fósforo será, aplicando la ley del cuadrado de la distancia:

$$E_{\text{fósforo}} = E_{\text{medida}} \cdot \left(\frac{DFI}{DFC}\right)^2 \cdot OAR$$



**Figura 3.** Configuración de medidas para la exposición de los chasis.

## 3.2. Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis

### Material Necesario

Todos los chasis.

### Objetivo

Comprobar el estado general de los chasis y fósforos, así como ver si todos tienen una identificación única.

### Procedimiento

Comprobar que el estado de los chasis y fósforos es bueno. Comprobar también que los fósforos están identificados de manera unívoca por software (y que al imprimir una placa este número aparezca en ella). El chasis debe tener en el exterior algún tipo de etiqueta en la que se señale el modelo y tipo de fósforo que contiene. Además, si es posible, también debería aparecer en la etiqueta externa, un número que identifique al conjunto chasis-fósforo.

### Tolerancia

Los fósforos deben estar identificados de alguna forma.

### Comentarios

Es importante el tener identificados todos los chasis y fósforos, para así poder estudiar un posible problema de una forma ágil y rápida. El típico ejemplo de esto sería la aparición de algún tipo de artefacto en alguna placa; si este es debido a un chasis y está identificado, la solución es inmediata.

## 3.3. Tiempo de lectura

### Material Necesario

Lector de *CRs*, mínimo 4 chasis.

### Objetivo

Determinar el número de chasis por minuto que el sistema es capaz de procesar, para comprobar si se ajusta a las especificaciones establecidas por el fabricante.

### Procedimiento

1. Identificar los cuatro chasis que se van a utilizar para la prueba y exponerlos usando  $80 \text{ kV}_p$  y unos  $20 \mu\text{Gy}$ . Realmente la técnica es indiferente.
2. Usar un método de procesado y postprocesado típico en condiciones clínicas.
3. Poner los chasis listos para su lectura y comenzar a contar el tiempo una vez que el sistema coja al primero.
4. Detener el cronómetro cuando la última imagen aparezca en la estación de trabajo.
5. A partir de la medida de tiempo, calcular los chasis que el sistema es capaz de leer en una hora.

### Tolerancias

10% del tiempo que está especificado para ese sistema o las especificadas por el fabricante.

### Comentarios

El uso de cuatro chasis posiblemente pueda subestimar el tiempo de procesado, debido a que el primero no le ocurre lo mismo que a los demás, que ya están puestos "en cola" para ser leídos. En el caso de que no se cumplan especificaciones se puede repetir el proceso con diez chasis, puesto que el error será menor.

## 3.4. Ruido de fondo ("Dark noise") los detectores

### Material Necesario

Lector *CR*, varios chasis.

### Objetivo

Determinar el ruido inherente a los propios fósforos, sin ningún tipo de exposición.

### Procedimiento

1. Antes de comenzar se deben borrar todos los fósforos, puesto que pueden tener algún tipo de señal debido posiblemente a la radiación de fondo.
2. Una vez borrados, coger varios chasis al azar y leerlos. Si es posible, hacerlo con todos los fósforos.

3. Con las imágenes obtenidas se evaluará el ruido, mediante una *ROI* que ocupe aproximadamente el 80% de la imagen. Usar los siguientes parámetros de lectura:

AGFA:  $S = 800$ , tipo de examen: "System Diagnosis", método de procesamiento: "Flat Field".

KODAK: modo "Pattern"

KONICA: modo de lectura: "Fix". Si es un Regius 190: "QC-S Value".

FUJI: modo de lectura: "Fixed",  $S = 10000$ ,  $L = 1$ .

TOLERANCIAS: las imágenes no deben mostrar artefactos y la imagen debe ser uniforme. Además deben cumplirse los siguientes criterios:

AGFA:  $SAL < 130$  (equivale a  $LgM < 0.0522$ ).

KODAK:  $EI < 80$  para fósforos *GP* y  $EI < 380$  para fósforos *HR*.

KONICA:  $PV > 3975$ , si se elige la curva fotométrica 2 en el host o  $PV < 120$  si se elige la curva fotométrica 1.

FUJI:  $PV < 280$  o  $PV > 744$  si la escala de gris es inversa.

Se sugiere tomar también un límite para la desviación estándar del valor de píxel de un 5% (Samei, 2001).

## Comentarios

Puede ocurrir que en algunos fósforos aparezcan artefactos tipo "bandas" (por ejemplo, este es el caso de Konica), debidas a correcciones que el lector hace para compensar variaciones propias del fósforo. Si esto ocurre, las bandas deberían ser iguales para todos los fósforos.

## 3.5. Calibración del indicador de dosis del detector

### Material Necesario

Equipo de rayos X calibrado, chasis, lector de *CRs*, filtros de cobre y aluminio, cámara para medida de dosis.

### Objetivo

Determinar la exactitud del indicador de dosis que proporciona el *CR*, comparándolo con el valor calculado a partir de la exposición dada.

## Procedimiento

1. Situar un chasis de 24 cm x 30 cm siguiendo la configuración de la figura 2.
2. Exponer los fósforos a una dosis aproximada de 10  $\mu\text{Gy}$  (20  $\mu\text{Gy}$  en el caso de Agfa<sup>1</sup>). Usar las siguientes condiciones de referencia:

Sistema de CR	kVp	Filtración
Agfa	75	1.5 mm de Cu
Kodak	80	0.5 mm de Cu + 1 mm de Al
Konica	80	Sin filtración
Fuji	80	Sin filtración

**Tabla 1.** Parámetros de calibración de los equipos.

3. Leer los fósforos tal y como se describe a continuación:

AGFA: no esperar tiempo entre la exposición y la lectura,  $S=200$ , tipo de examen: "System Diagnosis", método de procesado: "Flat Field".

KODAK: esperar 15 minutos entre la exposición y la lectura del fósforo. Utilizar el modo "Pattern".

KONICA: Test 1,  $G=4$ . Cambiar a  $G=2$  y  $F=0$  (según fabricante). Si es un Regius 190: "QC-S Value". Esperar 2 minutos entre la exposición y la lectura del fósforo.

FUJI: esperar 10 minutos entre la exposición y la lectura del fósforo. Modo de lectura "Semi-auto",  $L=1$ .

4. En cada imagen medir el índice de exposición correspondiente. Despejando la exposición en las ecuaciones (2), (6), (9) y (10), se obtiene la exposición para cada CR dependiendo de su índice de exposición, en  $\mu\text{Gy}$ , tal y como están en el grupo de ecuaciones (13). Este valor debe compararse con el medido por la cámara.

$$\begin{aligned}
 E_{Agfa} &= 6.1 \cdot 10^{-6} \cdot (SAL)^2 & (13) \\
 E_{Kodak} &= 8.75 \cdot 10^{(EI-2000)/1000} \\
 E_{Konica} &= 200 \cdot \frac{1(mR)}{S} \\
 E_{Fuji} &= \frac{1750}{S}
 \end{aligned}$$

5. Hacer esto para todos los lectores.

<sup>1</sup> Según comunicación privada de Agfa.

## Tolerancias

La exposición indicada y la medida deben coincidir dentro de un  $\pm 20\%$ . En el caso de Konica, se debe tomar un  $\pm 25\%$ , según sus especificaciones.

## Comentarios

Se han expuesto aquí los procedimientos recomendados por cada fabricante. Lo ideal sería realizar la calibración de los distintos *CRs* usando la misma calidad de haz independientemente de la casa comercial que se tenga. Desafortunadamente, actualmente eso todavía no es posible.

### 3.6. Consistencia del indicador de dosis del detector

#### Material Necesario

Equipo de rayos X, lector de *CR*, todos los chasis, 1 mm de Cu, cámara para la medida de dosis.

#### Objetivo

Comprobar la homogeneidad del indicador de dosis entre los distintos detectores.

#### Procedimiento

1. Situar un chasis de 24 cm x 30 cm a una distancia aproximada de 1.80 m del foco.
2. Realizar una exposición usando la misma configuración que en la prueba anterior. En este caso, dar la mitad de los mAs necesarios primero con el chasis en un sentido, y después rotándolo 180°, para así minimizar el efecto "talón". Esto será útil para poder utilizar las mismas imágenes en la prueba de uniformidad.
3. Leer el fósforo usando los mismos parámetros de la prueba anterior.
4. Anotar el valor del índice de exposición y calcularlo teóricamente según las ecuaciones (13).
5. Repetir el procedimiento para todos los chasis.

#### Tolerancias

La variación entre las exposiciones indicadas (o bien los índices de exposición), no debe diferir en más de un 10% entre todos los fósforos.

## Comentarios

Esta prueba permite comprobar que la “velocidad” de todos los fósforos sea la misma, esto es, que la señal que se obtienen en cada conjunto chasis-fósforo es la misma, si la exposición incidente también lo es. En caso de que algún fósforo del grupo no cumpla las especificaciones, sería recomendable su sustitución por parte del fabricante.

## 3.7. Uniformidad

### Material Necesario

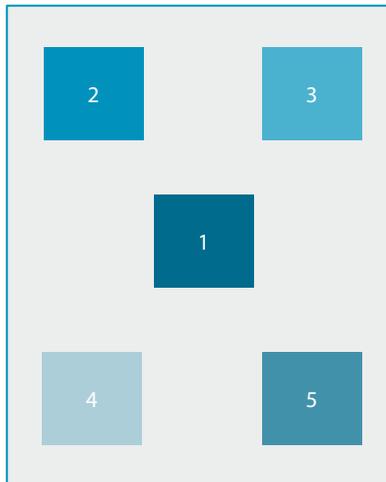
Equipo de rayos X, lector de *CR*, todos los chasis, cámara para medir dosis.

### Objetivo

Determinar la respuesta uniforme de los fósforos después de haber sido expuestos a una alta exposición uniforme.

### Procedimiento

1. Se pueden utilizar las imágenes de la prueba anterior.
2. Leer el *SAL* (AGFA) o el valor de píxel en cinco regiones del chasis: la central, y los cuatro cuadrantes. Se sugiere hacerlo como en la siguiente figura, aunque otras configuraciones son igualmente válidas.



**Figura 4.** Regiones para medir el *VP* en la prueba de uniformidad.

3. Se puede tomar el tamaño de las *ROI* de 4 cm x 4 cm.
4. Los valores de píxel obtenidos deben introducirse en las ecuaciones de transferencia para obtener los valores de dosis a partir de ellas. A continuación se le calcula la media y la desviación estándar. Este es el método que propone "KCare".

### Tolerancias

La imagen debe estar libre de artefactos. El cociente de la desviación estándar con la media antes calculada, esto es, el coeficiente de variación, debería ser menor que el 10%.

### Comentarios

Evidentemente, hay más criterios para establecer la uniformidad de un detector. Se propone otra forma de realizar el análisis de este test en [1] y [4]. Se sugiere establecer una *ROI* centrada que ocupe el 80% del tamaño de la imagen, y analizar la desviación estándar del valor de píxel. Da como valor de referencia una desviación estándar del valor de píxel menor que 25. Por supuesto, cualquiera de los dos métodos es válido.

## 3.8. Linealidad y propiedades de transferencia del sistema

### Material Necesario

Equipo de rayos X calibrado, chasis, 1 mm de Cu, lector de *CRs*, cámara para medida de dosis.

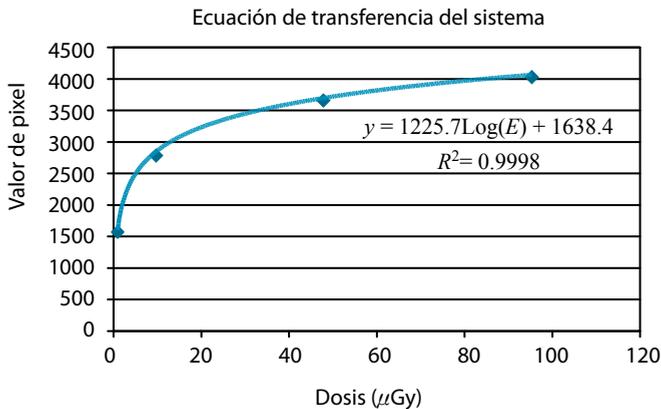
### Objetivo

Establecer la ecuación de transferencia del sistema, es decir, la relación de la dosis que recibe el fósforo y el índice de exposición o valor de píxel.

### Procedimiento

1. Situar el chasis de 24 cm x 30 cm siguiendo la configuración de la figura 2.
2. Exponer el fósforo usando una técnica de 70 kV<sub>p</sub> y 1 mm de Cu, ajustando los mAs para dar una dosis aproximada de 1  $\mu$ Gy.

- Dejando pasar el menor tiempo posible antes de revelar el fósforo, leerlo con los siguientes parámetros:  
AGFA:  $S = 200$ , tipo de examen: "System Diagnosis", método de procesamiento: "Flat Field".  
KODAK: modo de lectura "Pattern".  
KONICA:  $QC\ S\text{-Value}$ .  
FUJI: modo de lectura "Semi-Auto",  $L=1$ .
- Hacer una  $ROI$  de un tamaño aproximado de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}^2$  en el centro de la imagen y, mediante las herramientas de análisis, obtener el valor de píxel. En el caso de AGFA también se puede hacer con el  $SAL$ . Para los  $CRs$  de Konica, puede hacerse con  $S$ .
- Repetir los pasos anteriores para dosis del orden de  $10\ \mu\text{Gy}$ ,  $50\ \mu\text{Gy}$ ,  $100\ \mu\text{Gy}$ .
- Representar en una gráfica el valor de píxel frente a la dosis medida en el receptor (figura 5). Obtener la ecuación de ajuste para esta gráfica, que debe coincidir aproximadamente con las dadas en el apartado 2. Esta es la llamada ecuación de transferencia del sistema  $CR$ .



**Figura 5.** Ecuación de transferencia para un  $CR$  Agfa.

- Esta prueba debería realizarse para todos los lectores.

<sup>2</sup> Según CEI, el tamaño debería ser de  $100 \times 100$  píxeles. Se ha optado en este texto por un tamaño de  $ROI$  mayor por considerarse más significativo.

## Tolerancias

El coeficiente de correlación debe ser mayor que 0.95. Además, se calculará el cociente de la exposición calculada (usando la ecuación teórica del fabricante) y la exposición medida. Este cociente no debe diferir en más de un 10% de la media.

## Comentarios

En principio, la relación entre la dosis y el valor de píxel debería ser lineal para los sistemas digitales. Esto es, porque el detector produce en cada posición de la imagen, una carga que es simplemente proporcional a la radiación absorbida en cada posición. Lo que rompe esta linealidad es el hecho de que el preamplificador del equipo y el convertidor digital del sistema, convierten esta carga recogida a un voltaje, que a su vez es convertido a valores digitales, que son los que representan los datos "raw" de la imagen. Los sistemas digitales transforman los valores de carga recogida a un número que es proporcional al logaritmo de la exposición (o la raíz cuadrada) que incide sobre el fósforo. De esta forma, se consigue que un rango de  $10^4$  exposiciones incidentes puedan ser expresadas con un sistema de 12 bits de niveles de gris.

En cuanto a la exposición, Seibert en [4], o Samei y otros en [1], proponen usar  $80 \text{ kV}_p$  con 0.5 mm de Cu y 1 cm de Al. Cualquier configuración es válida.

## 3.9. Efectividad del ciclo de borrado

### Material Necesario

Equipo de rayos X, chasis, lector CR, lámina de plomo.

### Objetivo

Comprobar que en el fósforo no queda una imagen residual después de una lectura y posterior borrado de éste.

### Procedimiento

1. Realizar una exposición al fósforo a una distancia aproximada de 180 cm (>150 cm), con  $80 \text{ kV}_p$  y unos 30 mAs. Situar una lámina de plomo en el centro del chasis.
2. Revelar el chasis.
3. A continuación, volver a hacer una imagen pero ahora con 1.5 mAs y quitando la lámina de plomo.

4. Revelar el fósforo usando los siguientes parámetros:

AGFA:  $S = 200$ , tipo de examen: "System Diagnosis", método de procesamiento: "Flat Field".

KODAK: modo de lectura "Pattern".

KONICA: modo "Semi-fix",  $g=1$ . Si es un Regius 190: "QC-S Value".

FUJI: modo de lectura "Fixed",  $L=1$ .

5. Comprobar, en la segunda imagen, que no hay restos de la imagen anterior. En caso de que aparezca algo (debido a una ventana de visualización extrema), realizar medidas del índice de exposición o del valor de píxel, para descartar posibles interferencias de una imagen en la otra.

### Tolerancias

Modificando el valor de los niveles de gris hasta una ventana muy estrecha, no debería verse la imagen residual del bloque de plomo en la segunda imagen. En caso de que aparezca, se debe hacer un análisis de ROIs, usando el SAL en el caso de Agfa o el valor de píxel en los demás CRs. Para ello, calcular el valor de exposición que da la ecuación de transferencia para las dos regiones (región con imagen residual y sin ella). La diferencia debe ser menor que el 5%.

### Comentarios

La prueba así realizada es buena para determinar si el ciclo de borrado es correcto.

Hay otra alternativa en el procedimiento que consiste básicamente en dar todavía más dosis en la primera imagen (unos 50 mR). A continuación se hace la segunda exposición con 1 mR aproximadamente, y se revela una tercera vez. En esta última imagen se aplicarían los mismos criterios que la prueba 3.4 [1].

## 3.10. Linealidad espacial y errores de escala

### Material Necesario

Equipo de rayos X, lector CR, un chasis, rejilla, una regla plomada o similar.

### Objetivo

Comprobar que el barrido del láser no presenta distorsión. Chequear que el software mide de forma correcta las distancias.

## Procedimiento

1. Colocar una rejilla encima de un chasis y efectuar una exposición de unos 50-60 kV<sub>p</sub> y 10 mAs, aproximadamente a 1 metro de distancia del foco.
2. Leer el chasis utilizando lo mismos parámetros de lectura que en el apartado 3.4.
3. Repetir el procedimiento, pero ahora con una regla plomada, poniéndola en las dos direcciones.
4. Se debe comprobar en la primera imagen que no presenta cortes ni distorsión. Deben verse rectas. Comprobar también si existe algún efecto tipo "difuminado".
5. En la segunda imagen deben compararse las medidas que se realizan con el software con las medidas reales indicadas por la regla.
6. Es interesante realizar la prueba para todos los lectores.

## Tolerancias

La imagen de la rejilla debe verse libres de distorsiones, así como de discontinuidades.

Las distancias medidas deben estar de acuerdo en un 3% si se hacen en el centro del fósforo, y de un 5% si se hace en los bordes. Es decir, el cociente de aspecto deben estar entre  $1'00 \pm 0'03$  en el centro del fósforo y de  $1'00 \pm 0'05$  en los bordes.

## Comentarios

En caso de observar algún tipo de discontinuidad en la rejilla, posiblemente sean debidos a una incorrecta alineación del láser. Seibert propone en [4] que sólo haya alguna discontinuidad en la rejilla de 1 pixel y de forma ocasional.

### 3.11. Desvanecimiento de la imagen latente

#### Material Necesario

Equipo de rayos X, lector de CR, algunos chasis.

#### Objetivo

Comprobar la pérdida de señal en el fósforo cuando no es leído inmediatamente.

### Procedimiento

1. Exponer un chasis a  $80 \text{ kV}_p$  y  $10 \mu\text{Gy}$ , aproximadamente.
2. Leerlo en el *CR* al cabo de un minuto. Los parámetros de lectura son irrelevantes en esta prueba.
3. En el centro del chasis, obtener el *SAL* o valor de píxel para una *ROI* centrada de aproximadamente  $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ .
4. Volver a exponer el chasis con la misma técnica.
5. Esperar unos 10 minutos y volver a leerlo, también con los mismos parámetros que se utilizaron anteriormente.
6. Repetir el paso c).

### Tolerancias

Las que establezca el fabricante.

### Comentarios

Es interesante realizar esta prueba con los chasis que van a ser utilizados en equipos portátiles, puesto que desde que se realiza la radiografía hasta que es leída pueden pasar varios minutos, incluso horas.

## 3.12. Control de calidad de imagen

### Material Necesario

Equipo de rayos X, láminas de cobre, maniquís de contraste y resolución, maniquí de borde o de rendija, filtros de aluminio, software de análisis de imagen.

### Objetivo

Comprobar que la calidad de imagen es suficiente para el diagnóstico médico.

### Procedimiento

Al igual que en la siguiente prueba, no es el objetivo del texto dar un procedimiento exhaustivo de la misma forma que se ha hecho anteriormente. Sí se pretenden comentar brevemente algunas de las opciones que hay para medir la calidad de imagen de un sistema digital. Estos test deberían hacerse para todos los lectores.

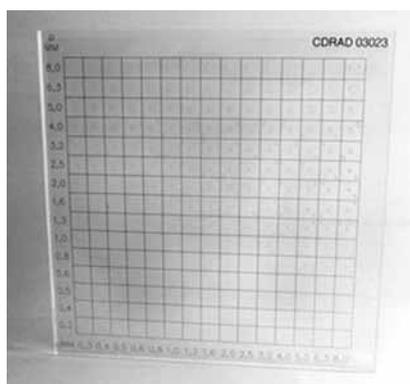
## Tolerancias

Establecidas por el fabricante o referencias para pruebas de constancia.

## Comentarios

Para medir la calidad de imagen de un sistema digital, se debe pensar en enfocarlo de dos formas distintas: en primer término, de una forma “sencilla”, que pueda realizarse de una manera rutinaria, para poder incorporarla al control de calidad de forma regular, y, en otro término, medirlo de una forma más elaborada, la cual requiere más tiempo y “precisión”.

Centrémonos antes de nada en la primera opción. Para realizarlo así, es necesario el uso de maniquís tanto de contraste como de resolución, pero adaptados a los equipos digitales. Para la medida de la resolución se puede hacer con un patrón de barras tipo Hüttner. Otros maniquís permiten la obtención de curvas de contraste-detalle. Ejemplos de estos maniqués podrían ser el objeto de test TO20 (o equivalente) y el CDRAD 2.0.



**Figura 6.** El maniquí CDRAD 2.0 para la medida de curvas contraste-detalle.

Este último maniquí presenta objetos en los que va disminuyendo el contraste (en una dirección) y la resolución (en la dirección perpendicular). Además, en cada cuadrícula aparecen dos objetos, uno colocado en el centro y otro en una de las cuatro esquinas, de forma aleatoria, para así asegurarse de que el observador no pueda conocerse el maniquí e intentar ser un poco más objetivo a la hora de ver los objetos.

Es recomendable tomar una imagen de referencia cuando el equipo está en condiciones óptimas (en la recepción por ejemplo), para después todas las imágenes que se tomen en el futuro, sean comparadas con esta.

Debe quedar claro que todos estos tests pueden servir como pruebas de constancia de la calidad de imagen, y siempre deben realizarse en las mismas condiciones, en lo referente a la técnica utilizada, dosis en el fósforo y uso de los mismos algoritmos de procesamiento de la imagen.

Siempre que sea posible, las imágenes deberían ser evaluadas al menos por dos observadores distintos, y siempre sobre el soporte en el que el radiólogo ve la radiografía. Por supuesto, en el caso de los monitores, está permitido el uso de todo tipo de herramientas de análisis que estos posean, y sean usados por los propios radiólogos.

En la bibliografía se proponen sistemas de puntuación para las imágenes obtenidas, basándose en la cantidad de objetos observados. Véase por ejemplo (Kcare 2005).

En cuanto a la forma elaborada de medir la calidad de imagen, es evidente que nos estamos refiriendo a la determinación de la Función de Transferencia de Modulación, MTF, y la Eficiencia Cuántica de Detección, DQE (M.J. Buades 2006, Norma CEI 2003, J.T. Dobbins III, U. Neitzel 2004E, Samei 2003 , 2006 E. Samei 2006).

Para llevar a cabo estas medidas es necesario disponer de un dispositivo de rendija o bien de borde. En la bibliografía existen numerosos trabajos, en los cuales se comprueban las diferencias de usar un procedimiento frente a otro (E. Samei 2006, J.T. Dobins III 2006).

Recientemente, se ha publicado la Norma CEI 62220-1 en la cual se explica con todo lujo de detalles, el procedimiento recomendado por este organismo para la determinación de la DQE. En ella se recomienda utilizar un borde como dispositivo de ensayo para las medidas. Además de esto, también se establecen las calidades de haz recomendadas para las medidas. De esta forma se podrán intercomparar resultados entre distintos equipos e instituciones.

Todos estos métodos ya están explicados de forma precisa en el tema 1 del presente libro.

### 3.13. Ajuste del CAE

#### Material Necesario

Equipo de rayos X, dosímetro, planchas de metacrilato, agua o similar.

#### Objetivo

Conseguir el correcto funcionamiento del CAE.

## Procedimiento

Este no es un control propiamente dicho de los *CRs*, sino que debería ser un control del equipo de rayos X. El hecho de comentarlo aquí es porque, debido a que la respuesta de los fósforos del *CR* al espectro, con respecto a las películas es totalmente distinto, el ajuste del *CAE* debe hacerse de forma distinta. No se pretende dar aquí un procedimiento rígido, sino que se comentarán las posibles formas de cómo calibrar el *CAE*, tratando a su vez, de resolver el problema de la compensación con la tensión. Todo lo dicho en este apartado sirve para cualquier sistema digital.

## Tolerancias

No establecidas.

## Comentarios

Debido al potencial riesgo del aumento injustificado de las dosis a los pacientes, es de vital importancia tener el control automático de exposición ajustado de forma correcta en un equipo digital.

A la hora de buscar un ajuste óptimo del *CAE* para un sistema digital pueden surgir básicamente dos problemas: el primero sería qué parámetro usar para realizar el ajuste, y uno segundo sería la distinta respuesta de los fósforos a la energía de los rayos X, con respecto a la respuesta que tienen los sistemas película-pantalla.

Con el fin de conseguir una optimización para el ajuste del *CAE* con el *CR*, se requiere obtener un nivel de señal constante en la imagen resultante. Esta señal está directamente relacionada con el nivel de ruido, que se puede considerar como un factor limitante para determinar si una imagen es o no aceptable.

En primer lugar, se debe buscar un parámetro, el cual sea posible usar como referencia. La densidad óptica en la película (en caso de que la placa sea impresa en ella), en principio, no es un buen parámetro. La razón principal radica en el hecho que la densidad óptica que aparece en la placa no tiene por que estar directamente relacionada con la señal que produce el fósforo, principalmente debido a conversiones intermedias que se hacen entre la lectura del fósforo hasta la impresión de la placa.

Se debe por tanto, buscar alguna variable alternativa a la densidad óptica, y si es posible que esté ligada de alguna forma a la calidad de imagen (Doyle 2005). Además, también es interesante que sea fácil su medición, pues se debe recordar que se busca algo para utilizar de forma rutinaria en los controles de calidad de los equipos.

Los parámetros que primero se pueden ocurrir para usar como referencia, y quizás los más obvios serían los indicadores de dosis (o valores de píxel) de los sistemas, o bien, la relación señal ruido, calculada como el valor de píxel en una *ROI* centrada en la imagen, dividido entre su desviación estándar. Cualquiera de los dos puede ser bueno (Samei 2001, Doyle 2005, Doyle 2006). Además, también es muy conveniente registrar la dosis que llega al detector (que está relacionada con el propio índice de dosis). Aclarar que, en principio la dosis no sería un buen indicador, pues esta no se mantiene constante a lo largo del rango de tensiones utilizadas. Para mantener constante el indicador de dosis, esta debe aumentar al subir el kilovoltaje, debido a la pérdida de sensibilidad de los fósforos con el aumento de la energía. Además, es de esperar que el valor de la dosis necesaria para conseguir una buena relación señal-ruido, baje con el desarrollo de la tecnología.

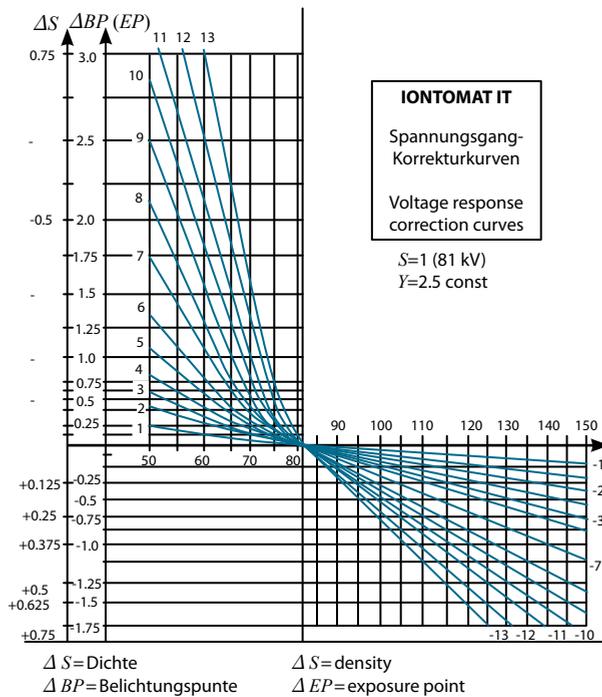
La gran pregunta, una vez que se ha decidido cuál de los dos usar, es: ¿cuál es el valor de referencia para el ajuste del sistema? Es evidente que la respuesta correcta sería: "aquel valor que permita la suficiente calidad de imagen diagnóstica con la menor dosis posible".

El problema no está resuelto. Hay algunas publicaciones en las que se dan valores de referencia, para la dosis que recibe el fósforo en el punto de calibración, a 80 kV. Pasar de dosis a indicador de exposición, es sencillo mediante las ecuaciones dadas en el apartado 8.2. Así en (Doyle 2005, Doyle 2006) han ajustado el *CAE* con los *CRs* con una dosis de  $2.7 \mu\text{Gy}$  a 80 kV como punto de partida, para los hospitales del oeste de Escocia. Una vez hecho esto, han calculado el valor del indicador de dosis correspondiente a cada casa comercial, y este es el que mantienen constante a todas las demás tensiones. La decisión de adoptar este valor ha llevado el visto bueno por parte de los radiólogos. Esta era prácticamente la misma dosis que empleaban en un sistema pantalla-película de velocidad 400. Para sistemas de radiografía digital indirecta (paneles de silicio), han usado una dosis de  $2.0 \mu\text{Gy}$ .

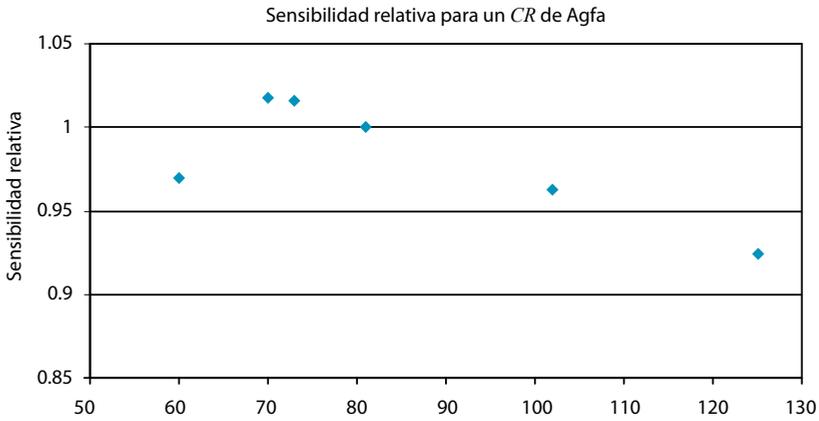
Sensiblemente diferentes son los datos que se dan en (Mazzocchi 2006): para un sistema Agfa con un fósforo MD40, han escogido una dosis de  $4.1 \mu\text{Gy}$  a 81 kV. Esto convierte el *CR* en un sistema algo más lento que el sistema de pantalla-película tradicional de velocidad 400. El sistema para escoger la dosis "absoluta" (y por lo tanto el indicador de dosis), ha sido parecido al anterior: varios radiólogos puntúan las imágenes, variando la dosis.

La diferencia entre ambos artículos puede ser explicable en el hecho de que en los dos primeros se presentan sólo las imágenes con la dosis requerida, y en ellas los radiólogos valoran si pueden diagnosticar sobre ella, aceptando el ruido que estas presentan. En el segundo caso, a los radiólogos se le presentan varias imágenes de distintas dosis para que las puntúen, y parece bastante evidente el hecho de que siempre tiendan a puntuar más alto una imagen con más dosis.

En segundo lugar se debe uno preguntar qué es lo que ocurre con la compensación con el kilovoltaje. De forma simplificada, el ajuste de un exposímetro de un equipo con el espectro, consiste en elegir dos de las curvas que el equipo trae predefinidas: una para kilovoltajes por debajo del punto de calibración (80 o 81 kV), y otra para kilovoltajes por encima del punto de calibración. El problema es que en la mayoría de los casos, estas curvas están preparadas para los tradicionales sistemas de pantalla-película, y como ya se ha comentado, estas son sensiblemente diferentes entre los dos sistemas. Lo ideal sería medir la respuesta del *CR* que se quiere ajustar con el espectro e intentar encontrar en el equipo de rayos X, una de las curvas de compensación parecida (figuras 7 y 8). Este método depende de la casa comercial del equipo de rayos X. Hay en el mercado casas comerciales que permiten realizar este ajuste punto a punto, es decir, se fija un punto de referencia, normalmente a 80 kV, y después se van metiendo los valores relativos de respuesta para cada tensión.

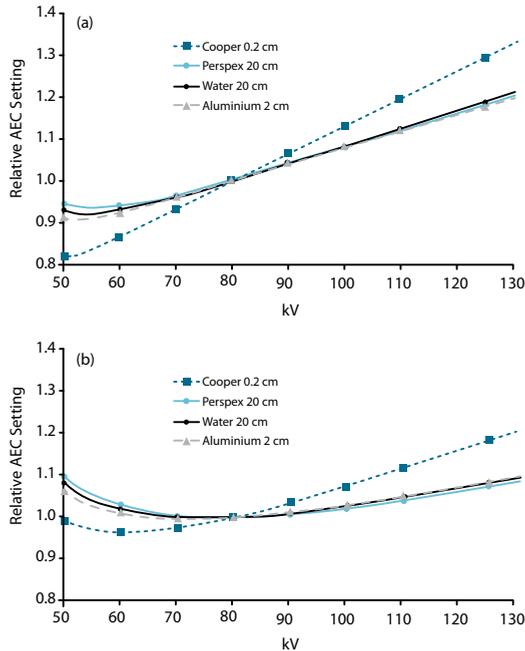


**Figura 7.** Curvas de respuesta de corrección de voltaje para un equipo Siemens Multix. Consta de un punto de calibración a 81 kV, y de una familia de curvas para kilovoltajes mayores y otra para kilovoltajes menores. El ajuste del *CAE* consiste en elegir una de esas curvas para cada rango de tensiones. Por cortesía de Siemens Medical Systems.



**Figura 8.** Sensibilidad relativa para un CR de AGFA con respecto a la variación del kilovoltaje. Está normalizado para la respuesta a 81 kV. Esta curva se corresponde con la dada por Agfa en una comunicación privada.

Antes de terminar, se deben comentar los maniquís recomendados para utilizar a la hora de simular a los pacientes. En principio, los más indicados serían el agua (20 cm), el PMMA (20 cm) o el aluminio (2 cm). No es recomendable utilizar láminas de cobre (2 mm). El espectro de rayos X resultante después de atravesar el primer grupo de materiales se parece bastante entre sí, por lo que la respuesta del fósforo será parecida para todos estos materiales. Sin embargo, con la lámina de cobre se obtiene un espectro distinto al anterior, y eso se nota en la respuesta del fósforo, después de que el haz de rayos X sea atenuado por el cobre.



**Figura 9.** Valores calculados para el ajuste relativo del CAE para a) CR y b) sistema indirecto de panel plano, con cuatro materiales distintos usados para simular los rayos X transmitidos a través de un paciente (P. Doyle 2006). Véase la diferencia existente entre las láminas de cobre y los demás materiales.

Por último, se citan textualmente traducidas al castellano, unas recomendaciones de la MHRA (MHRA web):

...

1. La compañía suministradora de nuevo equipamiento digital debería ofrecer información de las exposiciones recomendadas en el receptor, que produzcan imágenes para el diagnóstico con la menor dosis posible al paciente para cada examen particular.
2. ...
3. Los sistemas digitales posiblemente tengan diferente respuesta a la energía de los rayos X que los sistemas pantalla-película. Por lo tanto, las características de compensación de los generadores para el CAE, deberían ser distintas de las usadas para los sistemas pantalla-película.

4. Para los sistemas ya existentes, que han sido actualizados para usar *DDR* o *CR*, las características de la compensación del *CAE* deben ser reprogramadas. Los fabricantes de equipos de rayos X deberían estar en posición para suministrar alguna actualización de cambios del firmware del generador, de software o de hardware.
5. Cada imagen, sea vista en película o en pantalla, debería idealmente tener asociado un número que indicase el nivel de exposición a la que es sometido el detector. Actualmente, todos los sistemas *CR* poseen un índice de sensibilidad que se relaciona con la exposición en el detector; sin embargo, los sistemas *DDR* generalmente no se proporcionan con esta característica.

...

## Anexo 1

Todos los fabricantes disponen de ciertos maniquís u objetos de prueba para realizar de forma rápida y eficaz el control de calidad de sus *CRs*. Es importante el disponer de estos maniquís en los centros, pues puede simplificar mucho el proceso de control de calidad, o poder controlar ciertos parámetros con una mayor frecuencia.

Su principal ventaja es que de una forma relativamente rápida (menos de 1 hora) se puede hacer un chequeo bastante completo del sistema *CR*. El problema básico es que para poder utilizarlos, normalmente se requiere del pago de una licencia o la compra del propio maniquí, que a veces las direcciones de los centros hospitalarios no están dispuestas a asumir.

Se pasará a continuación a comentar cómo son los maniquís de los que se dispone de información.

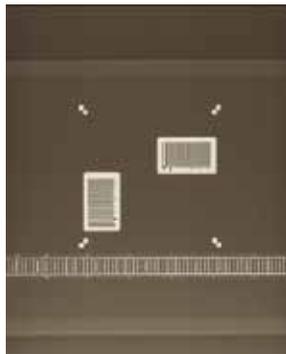
### A1.1. Maniquí de control de calidad del *CR* de Agfa.

El paquete de Agfa para el control rutinario de sus *CRs* se denomina *Auto QC Software*. Dispone de dos objetos de prueba (básicamente uno de resolución y otro de contraste) que se pasarán a describir brevemente, puesto que en el propio manual de los objetos se explica con todo lujo de detalles su uso, y de un software de análisis de datos a partir de las imágenes obtenidas. Agfa recomienda hacer estas pruebas con una periodicidad mensual.

Además, el software permite hacer las clásicas comparaciones de resultados de pruebas anteriores, ver desviaciones entre pruebas...

#### A1.1.1. Maniquí de resolución

El objeto de prueba de resolución es el que se muestra en la figura:



**Figura A.1.1.** Objeto de prueba de resolución de Agfa.

Este objeto de prueba permite realizar las siguientes medidas:

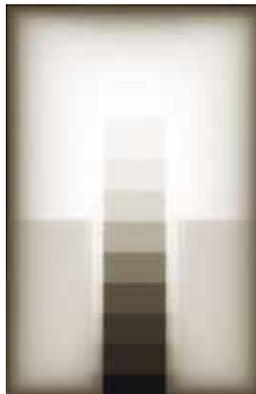
- Proporción de aspecto de píxeles. Sirve para determinar si el píxel es cuadrado o no, importante para la realización de medidas de distancias.
- La anchura explorada correspondiente a la anchura de la placa leída. El software conoce la distancia real entre ciertas marcas y la compara con la que él mide.
- La linealidad del barrido, permite detectar pequeñas desviaciones en el barrido del láser.
- La SWR (Square Wave Response) tanto horizontal como vertical, a partir de los patrones de barras.

### A1.1.2. Maniquí de contraste

Con este objeto de prueba se podrán realizar los siguientes tests:

- Rango dinámico, definido como la relación entre el nivel máximo de exposición y el nivel mínimo, escalón 1 y escalón 8 de la cuña, respectivamente.
- Nivel medio de exploración del escalón 2 de la cuña: esto permite ver la calibración del sistema, pues el objeto está hecho de tal forma que el *SAL* de este paso tenga que ser un valor ya conocido.
- Desviación de sensibilidad del escalón 2: permite ver la variación del valor de ese escalón con respecto a la referencia.
- La SNR, que se calcula a partir de la desviación estándar del valor de *SAL*.

La imagen del objeto de contraste es la que sigue:



**Figura A.1.2.** Objeto de prueba de contraste de Agfa.

## A1.2. Software de control de calidad del CR de Konica

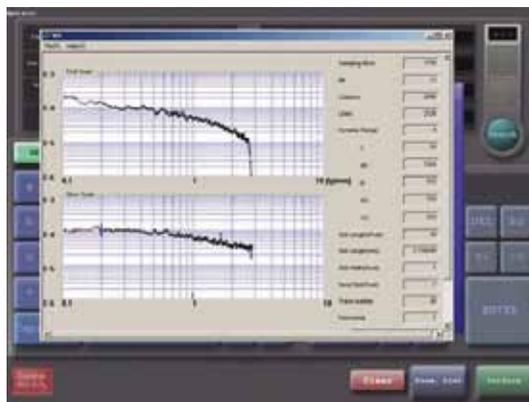
Los CRs de Konica disponen de una herramienta de análisis de imágenes. En la figura A.1.3 se puede observar la pantalla de presentación de esta.



**Figura A.1.3.** El software de Konica para control de calidad de sus CRs.

Posee unas utilidades en las cuales es posible obtener el NPS (**Noise Power Spectrum**) de una imagen plana (botón WS, Wiener Spectrum), analizar la homogeneidad de una imagen (botón Image) y obtener la MTF a partir de un patrón de barras (botón MTF).

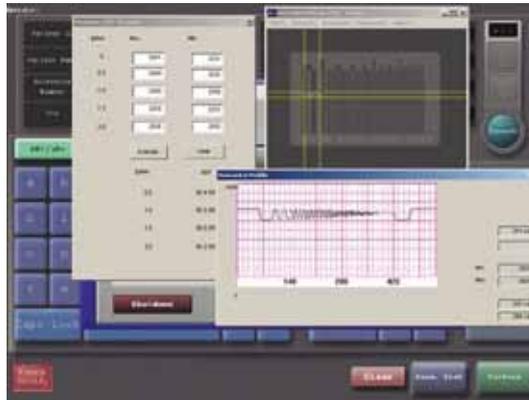
Se muestran a continuación unas capturas de como el sistema presenta los distintos datos antes comentados.



**Figura A.1.4.** Cálculo del espectro de Wiener según el sistema de Konica.



**Figura A.1.5.** El análisis de uniformidad de la placa y la sensibilidad.



**Figura A.1.6.** Ejemplo de obtención de la MTF.

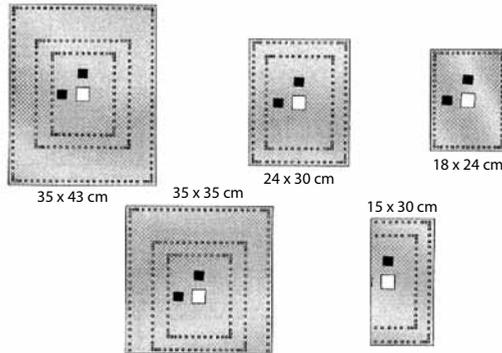
### A1.3. Software de control de calidad del CR de Kodak

El conjunto de herramientas de las que dispone Kodak para el control de calidad del CR se denomina "Kodak Direct View Quality Tool". Básicamente, dicha herramienta contiene:

- El software de análisis y de generación de informes.
- Un maniquí de 35 x 43 para realizar los test.
- Una bandeja para poder alinear los chasis con el maniquí de los tests.
- Un kit de filtros de cobre y aluminio

- **Diseño del maniquí:**

El maniquí consiste en una lámina de cobre de 1 mm de espesor, con una serie de aberturas colocadas de forma precisa. Se puede usar con 5 tamaños de chasis distintos: 35 cm x 43 cm, 35 cm x 35 cm, 24 cm x 30 cm, 18 cm x 24 cm y 15 cm x 30 cm.



**Figura A.1.7.** Imagen del maniquí de Kodak.

En el maniquí, la localización de las aberturas permite obtener referencias para las medidas de tipo geométrico, como por ejemplo el tamaño de píxel, la relación de aspecto y la linealidad del escaneo.

Las dos áreas oscuras representan regiones de alta atenuación. La apertura cuadrada ligeramente inclinada en la zona central del maniquí permite la obtención de la función de transferencia de modulación en las dos direcciones (la dirección del láser y la de arrastre del chasis), los bordes también sirven como referencia para inspeccionar la función del haz del láser y por último, la región abierta (sin atenuación) se usa para medir la exposición sin ninguna atenuación.

Las áreas cuadradas encerradas por las líneas punteadas son regiones atenuadas por un milímetro de cobre que también se usa para hacer medidas de ruido y de exposición.

Con esta construcción, se pueden hacer medidas de respuesta a la exposición y de ruido con tres niveles de atenuación del haz haciendo una única exposición. De esta forma, si la exposición incidente es de 10 *mR*, se obtiene en el fósforo la propia exposición de 10 *mR* (región sin atenuar), de 2.11 *mR* y de 0.19 *mR*.

## Anexo 2

### Tablas resumen de las pruebas de control de calidad de los CRs

	Agfa	Kodak	Konica	Fuji
<b>Tipo de exposición</b>	Exponer 4 fósforos a $80kV_p$ y unos $20 \mu Gy$			
<b>Procesado</b>	Condiciones clínicas			
<b>Postprocesado</b>	Condiciones clínicas			
<b>Medidas a realizar</b>	El tiempo entre que entra el primer chasis y se obtiene la imagen del último. Así, el número de chasis por hora: $CPH=60\cdot4/t$ , t en minutos			
<b>Criterios visuales</b>	Ninguno			
<b>Criterios medibles</b>	10% del tiempo nominal o el especificado por el fabricante			

**Tabla 5.1.** Realización y criterios de aceptación de la prueba de tiempo de lectura de los fósforos.

	Agfa	Kodak	Konica	Fuji
<b>Tipo de exposición</b>	No se exponen; se debe borrar y proceder a su lectura			
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	Fix	Fixed, $S = 10000$ , $L = 1$
<b>Postprocesado</b>	Ninguno	Datos "originales"	Ninguno	Ninguno
<b>Medidas a realizar</b>	<i>IGM, SAL</i>	<i>EI</i>	<i>VP</i>	<i>VP</i>
<b>Criterios visuales</b>	Imagen uniforme, sin artefactos	Aparecen bandas en la dirección del fósforo	Aparecen bandas en la dirección del fósforo	Imagen uniforme, sin artefactos
<b>Criterios medibles</b>	$SAL < 100$ $IGM < 0.0522$	$EI < 80$ (fósforos <i>GP</i> ) $EI < 380$ (fósforos <i>HR</i> )	$VP > 3975$ o $VP < 120$ (depende de curva sensitométrica)	$VP < 280$ o $VP > 744$ (escala de gris inversa)

**Tabla 5.2.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de "Dark Noise" en los fósforos.

	Agfa	Kodak	Konica	Fuji
<b>Tipo de exposición</b>	70 kV <sub>p</sub> , 1 mm de Cu, 180 cm, cuatro exposiciones con 1 μGy, 10 μGy, 50 μGy y 100 μGy.			
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	Fix	Semi-auto, L = 1
<b>Postprocesado</b>	Ninguno	Datos "originales"	Ninguno	Lineal
<b>Medidas a realizar</b>	IGM, SAL, exposición	EI, exposición	VP, exposición	VP, exposición
<b>Criterios visuales</b>	Representación gráfica de la ecuación de transferencia del sistema			
<b>Criterios medibles</b>	Parámetro de ajuste a la ecuación correspondiente $R^2 > 0.95$ $k = E_{indicada} / E_{medida} < 10\%$ de su media			

**Tabla 5.3.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de Linealidad y propiedades de transferencia del sistema.

	Agfa	Kodak	Konica	Fuji
<b>Tipo de exposición</b>	Exposición a 80 kV <sub>p</sub> , 30 mAs, 180 cm con lámina de Pb. A continuación leer y volver a irradiar con 80 kV <sub>p</sub> , 1'5 mAs y sin lámina de Pb.			
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	Semi-fix, g = 1	Fixed, L = 1
<b>Postprocesado</b>	Ninguno	Datos "originales"	Ninguno	Lineal
<b>Medidas a realizar</b>	IGM, SAL	EI, exposición	VP, exposición	VP, exposición
<b>Criterios visuales</b>	No debe verse imagen residual de la lámina.			
<b>Criterios medibles</b>	<5% entre el valor de píxel calculado con la ecuación de transferencia entre la región de imagen residual y la región libre.			

**Tabla 5.4.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de efectividad del ciclo de borrado.

	<b>Agfa</b>	<b>Kodak</b>	<b>Konica</b>	<b>Fuji</b>
<b>Tipo de exposición</b>	20 $\mu\text{Gy}$ , 75 kV <sub>p'</sub> , 1.5 mm de Cu, leer al momento	10 $\mu\text{Gy}$ , 75 kV <sub>p'</sub> , 0.5 mm de Cu + 1 mm de Al, 15 min para la lectura	10 $\mu\text{Gy}$ , 80 kV <sub>p'</sub> , sin filtración, 2 minutos para la lectura	10 $\mu\text{Gy}$ , 80 kV <sub>p'</sub> , sin filtración, 10 minutos para la lectura
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	QC S-Value	Semi-auto, L = 1
<b>Postprocesado</b>	Ninguno			
<b>Medidas a realizar</b>	IGM, SAL, exposición	EI, exposición	VP, S, exposición	VP, S, exposición
<b>Criterios visuales</b>	Ninguno			
<b>Criterios medibles</b>	$\pm 10\%$ de la exposición indicada usando las ecuaciones (13) y la medida			

**Tabla 5.5.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de calibración de dosis en el detector.

	<b>Agfa</b>	<b>Kodak</b>	<b>Konica</b>	<b>Fuji</b>
<b>Tipo de exposición</b>	20 $\mu\text{Gy}$ , 70 kV <sub>p'</sub> , 1 mm de Cu		10 $\mu\text{Gy}$ , 70 kV <sub>p'</sub> , 1 mm de Cu.	
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	QC S-Value	Semi-auto, L = 1
<b>Postprocesado</b>	Ninguno			
<b>Medidas a realizar</b>	IGM, SAL, exposición	EI, exposición	VP, S, exposición	VP, S, exposición
<b>Criterios visuales</b>	Ninguno			
<b>Criterios medibles</b>	$\pm 20\%$ de diferencia entre todos los fósforos			

**Tabla 5.6.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de consistencia del indicador de dosis.

	<b>Agfa</b>	<b>Kodak</b>	<b>Konica</b>	<b>Fuji</b>
<b>Tipo de exposición</b>	20 $\mu$ Gy, 70 kV <sub>pr</sub> , 1 mm de Cu		10 $\mu$ Gy, 70 kV <sub>pr</sub> , 1 mm de Cu.	
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	QC S-Value	Semi-auto, L = 1
<b>Postprocesado</b>			Ninguno	
<b>Medidas a realizar</b>	IGM, SAL, exposición	EI, exposición	VP, S, exposición	VP, S, exposición
<b>Criterios visuales</b>			No artefactos	
<b>Criterios medibles</b>	Coeficiente de variación < 10% entre las cinco regiones del fósforo Otra propuesta es desviación estándar del valor de píxel < 25 para una ROI que ocupa el 80% de la imagen			

**Tabla 5.7.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de uniformidad.

	<b>Agfa</b>	<b>Kodak</b>	<b>Konica</b>	<b>Fuji</b>
<b>Tipo de exposición</b>	1ª exposición con rejilla, 50 – 60 kV <sub>pr</sub> , 10 mAs a 1 m del foco. 2ª exposición con regla plomada en las dos direcciones.			
<b>Procesado</b>	"System Diagnosis", "Flatfield", clase de velocidad 200	Pattern	Fix	Semi-auto, L = 1
<b>Postprocesado</b>	Ninguno	Datos "originales"	Ninguno	Lineal
<b>Medidas a realizar</b>	Distorsión en las líneas. Aparición de cortes en estas Medidas de distancias en las dos direcciones mediante software			
<b>Criterios visuales</b>	No cortes ni distorsión en las líneas			
<b>Criterios medibles</b>	Diferencia de distancias: 3% en el centro de la imagen y 5% en los bordes			

**Tabla 5.8.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de linealidad y errores de escala.

	<b>Agfa</b>	<b>Kodak</b>	<b>Konica</b>	<b>Fuji</b>
<b>Tipo de exposición</b>	80 kV <sub>p</sub> , 10 μGy aproximadamente, leer el chasis al momento. Volverlo a exponer y leer al cabo de 10 minutos			
<b>Procesado</b>	Condiciones clínicas			
<b>Postprocesado</b>	Condiciones clínicas			
<b>Medidas a realizar</b>	<i>SAL, VP</i>	<i>EI, VP</i>	<i>VP</i>	<i>VP</i>
<b>Criterios visuales</b>	Ninguno			
<b>Criterios medibles</b>	Establecido por el fabricante			

**Tabla 5.9.** Realización y criterios de aceptación para la prueba de desvanecimiento de la imagen latente.

## 4. Referencias

- [1] AAPM TASK GROUP 10, (2006). "Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems", .
- [2] AGFA HEALTHCARE NEWSLETTER, *AEC Parameters for CR Systems*, comunicación interna de Agfa.
- [3] AGFA, *Auto QC-Software para CR Quality System 3.5*, manual de uso.
- [4] BUADES, M.J., GONZÁLEZ, A., TOBARRA, B., (2006). Implementación de un sistema informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital, *Física Médica* 7(2), 57-67.
- [5] CHRISTODOULU, E.G., GOODSIT, M.M., HEANG-PINGCHAN, HEPBURN, T.W. (2000). Phototimer setup for CR imaging, *Med. Phys.* 27 (12), 2652-2658
- [6] DOBINS III, J.T., SAMEI, E., RANGER, N. T., CHENG, Y., (2006). Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization. II. Noise Power Spectrum, *Med. Phys.* 33(5), 1465-1475.
- [7] DOYLE, P., GENTLE, D., MARTIN, C.J., (2005). "Optimising Automatic Exposure Control in Computed Radiography and the Impact of Patient Dose", *Rad. Prot. Dos.* Vol 114, 236-239.
- [8] DOYLE, P., MARTIN, C.J., (2006). Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography, *Phys. Med. Biol.* 51, 5475-5485.
- [9] GOLDMAN, L.W., (2004). Speed values, AEC performance evaluation, and quality control with digital receptors, en Specifications, Performance Evaluations, and Quality Assurance of Radiographic and Fluoroscopic Systems un the Digital Era, *Medical Physics Monograph* No. 30, páginas 271-297.
- [10] JIMÉNEZALARCÓN, J.I., CHAPELGÓMEZ, M.L., NÚÑEZQUINTANILLA, A.T., (2005). Evaluación del sistema de radiografía computerizada Konica Regius 170, *Física Médica* 6(2), 81-70.
- [11] KCARE CR QC PROTOCOL DRAFT 7.0, (2004). Protocolo for the QA of Computed Radiography Systems: Routine QA Tests.
- [12] KCARE CR QA PROTOCOL DRAFT 8.0, (2005). Protocol for the QA of Computed Radiography Systems.
- [13] MAZZOCCHI, S., BELLI, G., BUSONI, S., GORI, C., MENCHI, I., SALUCCI, P., TADDEUCCI, A., ZATELLI, G., (2006). AEC Set-up Optimisation with Computed Radiography Imaging, *Rad. Prot. Dos.* Vol 117, 169-173.

- [14] MHRA 04132, Computed Radiography Systems for General Radiography: Fuji Photo Film Ltd FCR XG1. Diciembre 2004.
- [15] MHRA 04104, Computed Radiography Systems. Konica Minolta Medical Imaging Regius 170. Septiembre 2004.
- [16] NEITZEL, U., GÜNTHER-KOHFAHL, S., BORASI, G., SAMEI, E., (2004). Determination of the Effective Quantum Efficiency of a Digital X-Ray Detector: Comparison of Three Evaluations Using a Common Image Data Set, *Med. Phys.* 31(8), 2205-2211.
- [17] NHS, Report 05081, Computed Radiography Systems for General Radiography: A Comparative Report, Edition 2, Diciembre 2005.
- [18] NHS, REPORT 06033, Computed Radiography (CR) Systems for General Radiography: A Comparative Report, Edition 3, Junio 2006.
- [19] NORMA INTERNACIONAL CEI-IEC 62220-1, (2003). Equipos Electromédicos, Características de los Dispositivos Digitales de Imágenes de Rayos X. Parte 1: Determinación de la Eficiencia Cuántica de Detección. IEC.
- [20] RAMPADO, O., ISOARDI, P., ROPOLO, R., (2006). Quantitative Assessment of Computed Radiography Quality Control Parameters, *Phys. Med. Biol.* 51, 1577-1593.
- [21] SAMEI E., SEIBERT J.A., WILLIS C.E., FLYNN M.J., MAG E., JUNCK K.L., (2001). Performance evaluation of computed radiography systems, *Med. Phys.* 28(3), 361-371.
- [22] SAMEI, E., FLYNN, M.J., (2003). An Experimental Comparison of Detector Performance for Direct and Indirect Digital Radiography Systems, *Med. Phys.* 30(4), 608-622.
- [23] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (editores), (2003). Advances in Digital Radiography, *RSNA Syllabus*.
- [24] SAMEI, E., RANGER, N.T., DOBINS III, J.T., CHENG, Y., (2006). Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization. I. Modulation Transfer Function, *Med. Phys.* 33(5), 1454-1465.
- [25] SEIBERT, J.A., Performance testing of digital radiographic systems: computed radiography" en Specifications, Performance Evaluations, and Quality Assurance of Radiographic and Fluoroscopic Systems un the Digital Era, *Medical Physics Monograph* No. 30, páginas 239-270.
- [26] [www.mhra.gov.uk](http://www.mhra.gov.uk), Radiation Dose Issues in Digital Radiography Systems.



## **Tema 9:**

Control de calidad en sistemas  
de adquisición estática:  
sistemas digitales basados en  
detectores integrados  
(paneles planos)

**Juan José Morant Echevarne**



# Control de calidad en sistemas de adquisición estática: sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos)

*Juan José Morant Echevarne,  
Servicio de Protección Radiológica, Universidad Rovira i Virgili Tarragona*

## 1. Introducción

Los sistemas digitales denominados de paneles planos llevan integrados el equipo de rayos X y el detector de manera que forman una unidad compacta cuyo funcionamiento global se ve influenciado por ambos dispositivos. Los parámetros que determinan el buen funcionamiento del equipo emisor de rayos X deben ser chequeados de forma similar a como tradicionalmente se ha venido haciendo, pero sin dejar de tener presente su influencia sobre los resultados obtenidos en aquellos parámetros que se van a utilizar para determinar el correcto funcionamiento del sistema de digitalización de la imagen radiológica.

En este capítulo se comentan las pruebas relacionadas con los nuevos sistemas digitales integrados que pueden ser chequeadas y cuyo control periódico permite determinar el correcto funcionamiento del sistema digitalizador y garantizar una óptima calidad.

No se pretende que sea un protocolo de control de calidad sino más bien un texto en el que se describan los diferentes parámetros a controlar y los procedimientos a implementar para determinar el funcionamiento del sistema digital. No se especifica la obligatoriedad o no de controlar los diferentes parámetros sino el grado de importancia de su control y la información derivada de los resultados obtenidos. Los valores de las tolerancias especificadas en algunos parámetros pretenden ser meramente orientativos (su determinación debe basarse en una amplia experiencia y en el consenso de los grupos afectados por las mismas). Las periodicidades, preparación técnica del personal que realiza las pruebas así como

los tiempos requeridos para la ejecución de las mismas deben ser especificadas tras la puesta en común de las experiencias adquiridas por equipos de trabajo.

A continuación se hace una breve descripción de los conceptos más importantes que se deben tener presentes a la hora de realizar las diferentes pruebas para pasar a describir los diferentes parámetros a controlar y los procedimientos llevados a cabo para su control.

## 2. Tipos de sistemas integrados: características de funcionamiento

Los diferentes sistemas integrados existentes en el mercado vienen especificados por el tipo de detector utilizado, que pueden ser de conversión directa, conversión indirecta y recuento de fotones.

### 2.1. Detectores de conversión directa

Este tipo de detectores se denominan así porque se basan en un fotoconductor que convierte directamente los fotones de rayos X en pares electrón-hueco. La carga generada es recolectada y medida como una señal electrónica.

Los detectores de panel plano que se fabrican con selenio amorfo (a-Se) como material fotoconductor son los más extendidos. El haz de rayos X incide sobre la capa de selenio amorfo generando pares de electrón-hueco. La carga generada es recolectada aplicando un campo eléctrico intenso entre un par de electrodos situados en las superficies superior e inferior de la capa de selenio y es leída por una matriz activa de electrodos del tipo *TFT* (Thin Film Transistors) en contacto directo con la superficie inferior del selenio, lo que minimiza la dispersión lateral proporcionando imágenes de gran nitidez.

### 2.2. Detectores de conversión indirecta

En este tipo de detectores, inicialmente los fotones X son convertidos en fotones de luz y éstos en una señal eléctrica. Existen en la actualidad dos tecnologías distintas:

#### 2.2.1. Dispositivos de cargas acopladas (*CCD*)

Los *CCDs* están acoplados a un cristal de centelleo que convierte los fotones de rayos X en fotones luminosos. El acoplamiento puede ser óptico o a través de fibras ópticas que guían la luz hacia los *CCDs*. La interacción de los fotones luminosos con los *CCDs* libera carga que es recolectada constituyendo la señal eléctrica. Este tipo de detectores tienen como principal ventaja la mejora del contraste de las imágenes.

### 2.2.2. Detectores de panel plano

En este tipo de detectores el material centelleante es ICs:TI que está acoplado a una capa de silicio amorfo depositada sobre una matriz de *TFT*. En la detección de la imagen tienen lugar dos procesos de conversión: en el primero, los fotones de rayos X son convertidos en fotones luminosos en el ICs; en el segundo, los fotones luminosos se convierten en carga eléctrica que es recolectada por la matriz de transistores.

### 2.2.3. Detectores de Recuento de fotones

Los detectores de recuento de fotones presentan unas características de funcionamiento muy peculiares, con una filosofía de trabajo distinta de la vista hasta ahora. Se basan en el recuento individual (fotón a fotón) de los fotones de rayos X incidentes. El detector es de estado sólido (silicio cristalino), que absorbe directamente los fotones de rayos X incidentes. Existen otros detectores de este tipo que utilizan un gas noble a muy alta presión como material detector. Los iones generados en el gas se utilizan para producir el pulso.

Las ventajas de este tipo de detectores son las importantes reducciones de las dosis impartidas y del ruido que está únicamente asociado con las fluctuaciones del número de fotones que interaccionan con el detector y no con los procesos de conversión.

## 3. Preprocesado, procesado y presentación de la imagen

En todos los sistemas digitales, se aplica un procesado inicial (preprocesado) a la imagen cuyo objetivo es uniformizarla (*flat-fielding*) equilibrando la respuesta de los detectores elementales (*dels*) (uniformización del campo (*flatening*)) y, en algunos casos, supliendo los elementos defectuosos o muertos. Posteriormente la imagen es nuevamente procesada con el objetivo de optimizarla y favorecer un diagnóstico más fiable. Una vez que la imagen procesada es presentada en pantalla, el usuario dispone de distintas herramientas (inversión de contraste, zoom, brillo, contraste, etc.) que posibilitan su manipulación en función del tipo de lesión que se quiera analizar o detectar.

El análisis de los parámetros que precisan de imágenes obtenidas por el sistema debe hacerse sobre imágenes crudas (sin procesar) o con un mínimo de procesado (preprocesadas). Ante la falta de información por parte de algunos fabricantes que facilite la obtención de imágenes con estas características, la alternativa es utilizar el procesado realizado por los programas de control de calidad incorporados en el propio sistema.

## 4. Calidad de imagen

El control de la calidad de las imágenes proporcionadas por el sistema se evalúa utilizando maniqués diseñados especialmente para radiología digital, más sensibles a las diferentes variaciones de los parámetros que intervienen en la obtención de imagen. Actualmente, la tendencia es utilizar maniqués contraste-detalle (*CDRAD*) que posibilitan evaluar la calidad de la imagen en función del umbral de contraste asociado a objetos circulares con distintos diámetros. La valoración de la calidad de imagen deberá hacerse sobre monitores adecuados, preferiblemente sobre los utilizados habitualmente para el diagnóstico clínico cuyo correcto funcionamiento y calibración según el estándar DICOM hayan sido verificados. En el caso de utilizar software que analiza de forma automática las imágenes adquiridas, éste debe ser calibrado previamente y ajustar los parámetros de sensibilidad de forma que se garantice una capacidad de detección similar a la del ojo humano.

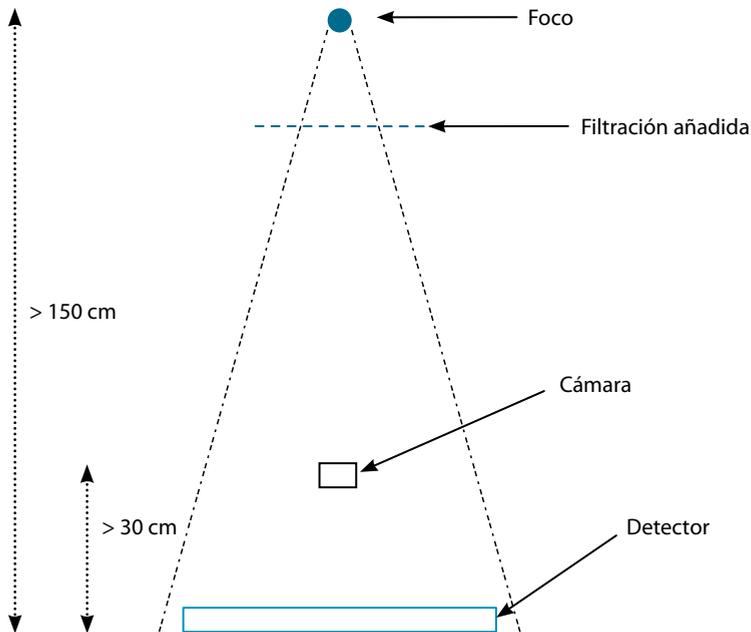
## 5. Programas de control de calidad y maniqués propios del sistema

Muchos de los sistemas actuales y cada vez con mayor asiduidad se proporcionan con software y maniqués propios que permiten de una forma automática y rápida chequear el funcionamiento del equipo de una forma concreta. Estos sistemas permiten controlar la estabilidad del funcionamiento del equipo y constituyen una herramienta útil como pruebas de constancia. Sin embargo, este tipo de controles no debe sustituir a los que se realizan de forma periódica con maniqués independientes del equipo, utilizando parámetros de exposición y reconstrucción definidos en los procedimientos redactados para cada prueba y cuyos resultados pueden ser comparados con los obtenidos en diferentes sistemas.

## 6. Consideraciones previas a las medidas

Las medidas relativas al funcionamiento del detector y a la calidad de imagen han de realizarse sobre imágenes crudas (sin procesar) o con un mínimo de procesado (preprocesadas). Ante la falta de una información adecuada por parte de los fabricantes, una opción para anular al máximo el procesado es utilizar los programas de control de calidad instalados en el propio sistema. Una vez adquiridas, las imágenes pueden analizarse utilizando el software instalado en el sistema (estación de adquisición o estación de trabajo) o exportándolas para su posterior análisis con software adecuados que se pueden descargar de la red sin ningún coste.

Para medir la exposición que llega a los detectores y definir las técnicas de disparo necesarias para algunas pruebas, se procederá según la figura siguiente:



**Figura 1.** Configuración las medidas dosimétricas.

1. La distancia foco-detector deberá ser mayor de 150 cm (preferiblemente entorno a 180 cm) y se deberá anotar para reproducirla posteriormente.
2. La cámara se deberá posicionar a una distancia por encima del detector superior a 30 cm para reducir al máximo la radiación retrodispersa.
3. Se deberá proteger el detector cubriéndolo con una plancha de plomo o delantal plomado.
4. El campo de radiación se colimará a las dimensiones de la cámara.
5. Con la ayuda de los resultados de las medidas y aplicando la ley del cuadrado de la distancia, se determinarán las técnicas necesarias para obtener en el detector una dosis de  $10 \mu\text{Gy}$ , usando 70 kVp y 1.0 mmCu de filtración añadida.
6. Con las mismas condiciones de disparo, se determinarán los mAs necesarios para obtener  $1 \mu\text{Gy}$ ,  $4 \mu\text{Gy}$ ,  $12 \mu\text{Gy}$  y  $50 \mu\text{Gy}$  en el detector.

## 7. Pruebas de control de calidad

Las pruebas que se han tenido en cuenta para la realización del control de calidad de paneles planos son las siguientes:

1. Ruido de fondo de los detectores.
2. Calibración del indicador de dosis del detector.
3. Consistencia del indicador de dosis del detector.
4. Propiedades de transferencia.
5. Uniformidad y constancia del receptor de imagen.
6. Ruido.
7. Elementos defectuosos del detector sin corregir.
8. Errores de escala.
9. Remanencia de la imagen.

Finalmente al igual que en los sistemas *CR*, se harán unas consideraciones sobre el control de calidad de la imagen y el control automático de la exposición.

### 7.1. Ruido de fondo (“dark noise”) de los detectores

#### Material Necesario

Software de tratamiento de imágenes.

#### Objetivo

Determinar el ruido inherente del sistema, sin ningún tipo de exposición.

#### Procedimiento

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora.
2. Cerrar los colimadores al máximo, cubrir el detector con un delantal plomado y realizar una exposición con la técnica más baja posible (50 kVp y 0.5 mAs) que nos permita asegurar una dosis efectiva cero en el detector.
3. Registrar el valor del indicador de dosis indicado por el sistema y el valor de píxel de la imagen.
4. Registrar el valor del indicador de dosis del detector y el valor de píxel.

## Tolerancias

1. Las imágenes no deben mostrar artefactos extraños que podrían manifestar un mal funcionamiento de los detectores.
2. Los valores obtenidos servirán de referencia para controles posteriores, aunque deberían ser iguales o muy próximos a cero.
3. El valor de ruido de fondo deberá coincidir con el obtenido en la prueba de la función de respuesta.

## 7.2. Calibración del indicador de dosis del detector

### Material Necesario

Equipo de rayos X calibrado, filtros de cobre, cámara para medida de dosis.

### Objetivo

Determinar la exactitud del indicador de dosis que proporciona el sistema, comparándolo con el valor calculado a partir de la exposición dada.

### Procedimiento

1. Obtener cinco imágenes tal y como se describe en el apartado "CONSIDERACIONES PREVIAS A LAS MEDIDAS" con los mAs necesarios para irradiar al detector con  $1 \mu\text{Gy}$ ,  $4 \mu\text{Gy}$ ,  $10 \mu\text{Gy}$ ,  $12 \mu\text{Gy}$  y  $50 \mu\text{Gy}$
2. En cada imagen obtener el índice de exposición correspondiente indicado por el equipo. Despejando la exposición en las ecuaciones que definen el índice de exposición proporcionadas por el fabricante, se obtiene la exposición para cada imagen, en  $\mu\text{Gy}$ . Este valor debe compararse con el medido por la cámara.

### Tolerancias

La exposición indicada y la medida deben coincidir dentro de un  $\pm 20\%$ .

## 7.3. Consistencia del indicador de dosis del detector

### Material Necesario

1 mm de Cu, cámara para la medida de dosis.

## Objetivo

Comprobar la reproducibilidad del indicador de dosis entre exposiciones similares y establecer un estado de referencia para la sensibilidad del sistema.

## Procedimiento

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora
2. Realizar una exposición sobre él con 70 kVp y 1 mm de Cu, dando una dosis aproximada de 10  $\mu\text{Gy}$  tal y como se describe en el apartado "CONSIDERACIONES PREVIAS A LAS MEDIDAS"
3. Anotar el valor del índice de exposición
4. Repetir el procedimiento tres veces más
5. También se puede repetir para exposiciones de 1  $\mu\text{Gy}$  y 12  $\mu\text{Gy}$

## 7.4. Función de respuesta del detector (propiedades de transferencia)

### Material Necesario

Dosímetro, software de tratamiento de imágenes.

## Objetivo

Establecer la ecuación de transferencia del sistema, es decir, la relación entre la dosis que recibe el detector y el valor de píxel. También nos permite comprobar que el indicador de dosis del sistema responde de acuerdo con las especificaciones del fabricante (lineal, logarítmica, ...) con aumentos de dosis.

## Procedimiento

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora del sistema.
2. Abrir los colimadores de forma que se exponga la superficie completa del detector. Se deberá realizar una exposición en las mismas condiciones que en las "consideraciones previas a las medidas" con la que se obtenía una dosis en el detector de 1  $\mu\text{Gy}$ .
3. Registrar el valor del indicador de dosis.
4. Repetir el disparo con las técnicas apropiadas para obtener dosis de 4  $\mu\text{Gy}$ , 12  $\mu\text{Gy}$  y 50  $\mu\text{Gy}$ .

5. Registrar el valor de píxel en el centro de cada imagen obtenido con una *ROI* de 3 cm x 3 cm.
6. Representar en una gráfica el valor de píxel frente a la dosis medida en el receptor. Obtener la ecuación de ajuste para esta gráfica. Esta es la llamada ecuación de transferencia del sistema y debe ser del tipo:

$$\text{Dosis} = f(\text{valor de píxel})$$

Donde  $f$  es una función arbitraria (logarítmica, lineal, cuadrática, ...)

La ordenada en el origen de la función corresponde al valor "offset" del píxel, que deberá coincidir con el valor obtenido en la prueba del ruido de fondo.

### Tolerancias

El coeficiente de determinación  $R^2$  debe ser mayor que 0.95.

### Comentarios

La función de respuesta de los detectores se define como el intervalo de valores de la exposición que es adecuado para obtener la imagen. Los detectores digitales presentan una respuesta que es lineal, logarítmica o cuadrática para un amplio intervalo de exposiciones con un rango dinámico de 3 a 4 órdenes de magnitud. La función de respuesta debe ser monótonamente creciente o decreciente. Estas relaciones se verifican siempre que el valor del píxel se mida sobre imágenes crudas o preprocesadas (Cooper, 2003; Burguess, A., 2004).

La determinación de dicha función durante las pruebas iniciales tiene por objeto verificar las especificaciones de fabricante y nos sirve también para obtener el valor offset del píxel o valor que se añade para evitar píxeles con valores negativos.

## 7.5. Uniformidad y constancia del receptor de la imagen

### Material Necesario

Dosímetro, software de tratamiento de imágenes.

### Objetivo

Determinar la respuesta uniforme de toda la superficie del detector después de haber sido expuesto a una exposición uniforme.

## Procedimiento

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora del sistema.
2. Abrir los colimadores de forma que se exponga la superficie completa del detector. Se deberá realizar una exposición en las mismas condiciones que en las "consideraciones previas a las medidas" con la que se obtenía una dosis en el detector de  $10 \mu\text{Gy}$ .
3. Obtener también una imagen con  $1\text{Gy}$  y otra con  $12 \mu\text{Gy}$
4. En la imagen cruda, medir el valor medio del píxel (*VMP*) y la desviación estándar (*DEP*) de un *ROI* de  $4 \times 4 \text{ cm}$  o 10000 píxels situándolo en distintos puntos de la imagen, tal y como se muestra en la figura.

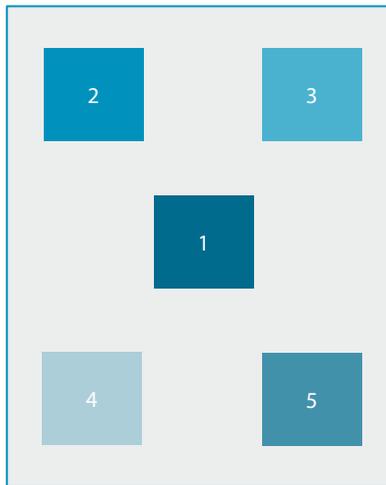


Figura 2

5. Medir el *VMP* de la imagen cruda completa y calcular el valor medio de la *RSR* de todos los *ROI*'s individuales.
6. Comparar el *VMP* y la *RSR* de cada uno de los *ROI*'s con el *VMP* de la imagen global y el valor medio de la *RSR*.
7. Si se detectan inhomogeneidades fuera de tolerancias, girar el maniquí  $180^\circ$  y repetir el proceso para descartar que sean debidos del efecto talón.
8. Comparar la *RSR* de la imagen completa con los resultados obtenidos en controles anteriores.

## Comentarios

La desviación máxima  $VMP$  de los  $ROI$ 's individuales con respecto al  $VMP$  de toda la imagen deberían ser  $<\pm 10\%$ . La desviación máxima  $RSR$  de los  $ROI$ 's individuales con respecto al valor medio de la  $RSR$  debería ser  $<\pm 20\%$

La falta de homogeneidad puede deberse a distintos factores tales como la falta de uniformidad en la respuesta de los "del" en los detectores de panel plano, efecto anódico, falta de uniformidad del haz de rayos X como consecuencia de las distintas trayectorias que siguen los fotones de rayos X a través del aire y de los distintos elementos del equipo (rejilla, compresor, filtro), etc. Todas estas inhomogeneidades suelen eliminarse realizando un aplanamiento del campo (flat fielding). Por tanto, en el caso de que un determinado sistema no verifique las tolerancias, además de establecer el origen del fallo, será necesario realizar dicho aplanamiento.

La  $RSR$  se debe mantener constante a lo largo del tiempo. Una disminución de la misma denota desgaste o malfuncionamiento del detector.

## 7.6. Ruido

### Material Necesario

Dosímetro, software de tratamiento de imágenes.

### Objetivo

Determinar la linealidad entre la  $RSR2$  y la dosis de entrada en el detector.

### Procedimiento

1. Utilizando las medidas del valor medio de píxel y la desviación estándar del valor de píxel realizadas para determinar la Función de Respuesta, se calcula la relación señal ruido ( $RSR$ ) y la  $RSR2$ .
2. Representar el  $RSR2$  en función de los valores de kerma-aire o mAs.
3. Estimar la linealidad a partir del mejor ajuste de los valores medidos y calcular el coeficiente de determinación  $R^2$ .
4. Estimar la ordenada en el origen (offset).

### Comentarios

La falta de linealidad y/o un valor del offset distinto de cero denotan la presencia de otras fuentes de ruido distintas a las del ruido cuántico.

## 7.7. Fallo en los elementos del detector (*del*)

### Material Necesario

Rejilla de contacto pantalla película.

### Objetivo

Determinar la existencia de elementos del detector sin respuesta.

### Procedimiento

1. Obtener una imagen de la rejilla de contacto utilizando el *CAE*.
2. Analizar la imagen en búsqueda de grupos, columnas o filas de píxeles sin respuesta.
3. Comparar con el mapa de píxeles que más recientemente haya aportado el fabricante. Dicho mapa de píxeles ha de estar siempre disponible. Refleja los valores de los píxeles que no se basan en la lectura directa de su propio *del*.
4. Algunos sistemas disponen de sus propias herramientas para realizar esta evaluación.
5. Los resultados también deben compararse con las medidas previas hechas en otros controles.
6. La proporción o número de *dels* muertos o defectuosos admisibles depende del fabricante.

## 7.8. Elementos defectuosos del detector sin corregir

### Material Necesario

Dosímetro, software de tratamiento de imágenes.

### Objetivo

Determinar la existencia de elementos defectuosos o sin corregir.

### Procedimiento

Si es posible, quitar la parrilla antidifusora del sistema.

Abrir los colimadores de forma que se exponga la superficie completa del detector. Se deberá realizar una exposición en las mismas condiciones que en

las “consideraciones previas a las medidas” con la que se obtenía una dosis en el detector de  $10 \mu\text{Gy}$ . Obtener cuatro imágenes en estas condiciones.

Analizar las imágenes crudas siguiendo la metodología descrita en la evaluación de la homogeneidad.

En cada posición del *ROI* verificar si existen píxeles cuyo valor se desvíe en un 20% del valor medio del píxel en el *ROI*. Píxeles que presenten dicha desviación en las cuatro imágenes pueden ser considerados píxeles defectuosos asociados a elementos “*del*” en mal estado o mal ajustados.

Puede utilizarse el software proporcionado por el fabricante.

## 7.9. Errores de escala

### Material Necesario

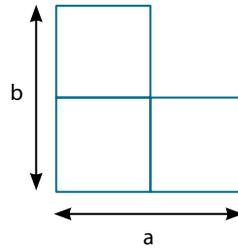
Objeto de test que muestra una cuadrícula en la imagen, regla radiopaca.

### Objetivo

Comprobar la exactitud del software de medición de distancias y chequear posibles distorsiones de las imágenes

### Procedimiento

1. Quitar la parrilla antidifusora.
2. Colocar el objeto de test directamente sobre el detector junto con la regla y posicionar el tubo de *RX* a una distancia de 150 cm.
3. Exponer el detector con una técnica de 50 – 60 kVp, sin filtración adicional y 10 mAs
4. Utilizando la herramienta de software para medir distancias, medir las longitudes de los cuadrados de la imagen en las direcciones *x* e *y* concéntricos. Calcular los cocientes *x/y*.
5. Repetir las medidas con cuadrados colocados en las esquinas de la imagen y calcular los cocientes *a/b*.



**Figura 3**

6. Con la ayuda de un software de visualización apropiado, también se puede medir la dimensión de píxel sin más que dividir una distancia (10 cm por ejemplo) por el número de píxels indicados por el software contenidos en la misma, en el eje  $x$  y en el  $y$ .

### Comentarios

El tamaño real de píxel debe ser comparado con el indicado por el fabricante. La diferencia entre las distancias medidas y las reales no deberían ser superiores al 3% en el centro de la imagen y al 5% en las esquinas. Todos los cocientes calculados deberían tener valores de  $1 \pm 0.03$

## 7.10. Remanencia de la imagen

### Material Necesario

Plancha de cobre o de plomo de 5 x 5 cm.

### Objetivo

Comprobar que cualquier señal residual detectable (ghost) remanente en imágenes posteriores es mínima.

### Procedimiento

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora del receptor de imagen y no añadir filtración adicional.
2. Colocar el tubo de  $RX$  a una distancia de 180 cm del detector.
3. Cerrar los colimadores, cubrir el detector con un delantal plomado y seleccionar una técnica de disparo baja (50 kV y 0.5 mAs) para obtener una imagen.

4. Abrir los colimadores para cubrir todo el detector y colocar la plancha de plomo o cobre de forma que cubra parte del campo. Hacer una exposición a 70 kV y los mAs necesarios para obtener una exposición en el detector de 4  $\mu$ Gy aproximadamente.
5. Transcurrido 1 minuto, obtener otra imagen en condiciones similares a las del apartado 3.
6. Inspeccionar visualmente la imagen para detectar cualquier remanencia de la imagen. En caso de apreciar dicha remanencia, medir el valor de píxel en la zona anteriormente cubierta por la plancha de plomo o cobre y en la zona sin atenuar, y comprobar su diferencia.

### Comentarios

La imagen remanente no debe ser visible cuando se utiliza un ancho de ventana pequeño. En caso contrario, la diferencia de valores de píxel entre ambas regiones debe ser inferior a 5% del valor de fondo.

### 7.11. Control de calidad de imagen

La valoración de la calidad de las imágenes obtenidas con sistemas de paneles planos no difiere de la realizada para sistemas de *CR*.

La calidad de imagen se define en términos de resolución espacial, detectividad de contraste, *MTF* y/o *DEQ*.

Los procedimientos a utilizar son similares a los empleados para los sistemas *CR* y las tolerancias para los paneles planos deben ser tales que garanticen imágenes de calidad igual o superior a la obtenida con los sistemas de pantalla-película o los *CR*.

### 7.12. Control automático de la exposición (*CAE*)

Dado que la explicación realizada para los sistemas *CR* es perfectamente extrapolable a los paneles planos, no nos extenderemos en reiterar la importancia así como las dificultades de un correcto ajuste del exposímetro automático.

Únicamente cabe advertir que la mayoría de los sistemas integrados actúan seleccionando los factores de exposición en función del protocolo de exploración seleccionado y de las características particulares del paciente. La misión del *CAE* en estos sistemas es asegurar que la relación señal ruido (*RSR*) es la adecuada para garantizar una aceptable imagen radiológica con valores de dosis acordes con los recomendados.

En los equipos digitales que llevan el detector integrado (*DR*), el exposímetro automático puede concebirse como un sensor formado por múltiples elementos. El detector actúa simultáneamente como *CAE* y muestrea la imagen de rayos X transmitida posibilitando la optimización de la amplitud de la señal. En unos casos, el *CAE* actúa de forma que identifica dosis más baja que llega al detector y se asegura de que dicha dosis supere un valor determinado, de forma similar a como trabajan los sistemas tradicionales. En otros sistemas, el *CAE* funciona manteniendo la relación señal-ruido (*RSR*) o la relación contraste-ruido (*RCR*) por encima de unos determinados valores. Los valores de ambos parámetros dependen del tipo de detector y de la calibración realizada durante su instalación. La *RSR* está relacionada con la cantidad de energía que alcanza el detector y su medida es importante en las pruebas de constancia. Sin embargo, en el caso de la compensación con el espesor, lo que se persigue es verificar que la calidad de imagen proporcionada por el sistema es adecuada independientemente del espesor del paciente. En este caso, el parámetro a medir es la *RCR* por estar estrechamente vinculada con la visibilidad de los objetos.

El amplio rango dinámico de los sistemas digitales evidencia la importancia de que estén equipados con *CAE* así como la necesidad de asegurar que este dispositivo opere manteniendo la *RCR* y los valores de dosis dentro de valores razonables y comparables con los de los sistemas de cartulina-película.

## 8. Referencias

- [1] SAMEI, J.A., SEIBERT, C.E., WILLIS, M.J., FLYNN, E., MAG K.L., JUNCK, (2001). Performance evaluation of computed radiography systems, *Med. Phys.* 28(3), 361-371
- [2] GOLDMAN, L.W. *Speed values, AEC performance evaluation, and quality control with digital receptors* en Specifications, Performance Evaluations, and Quality Assurance of Radiographic and Fluoroscopic Systems un the Digital Era, *Medical Physics Monograph* No. 30, páginas 271-297.
- [3] KCARE DDR QA PROTOCOL DRAFT 8.0, (2005). Protocol for the *QA* of Direct Radiography Systems.
- [4] DOYLE, P., MARTIN, C.J., (2006.) Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography, *Phys. Med. Biol.* 51, 5475-5485.
- [5] MAZZOCCHI, S., BELLI, G., BUSONI, S., GORI, C., MENCHI, I., SALUCCI, P., TADDEUCCI, A., ZATELLI, G., (2006). AEC Set-up Optimisation with Computed Radiography Imaging, *Rad. Prot. Dos.* Vol 117, 169-173.
- [6] *Radiation Dose Issues in Digital Radiography Systems*, [www.mhra.gov.uk](http://www.mhra.gov.uk).

- [7] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (editores), (2003). *Advances in Digital Radiography, RSNA Syllabus*.
- [8] SAMEI, E., FLYNN, M.J., (2003). An Experimental Comparison of Detector Performance for Direct and Indirect Digital Radiography Systems, *Med. Phys.* 30(4), 608-622.
- [9] NORMA INTERNACIONAL CEI-IEC 62220-1 (2003). "Equipos Electromédicos, Características de los Dispositivos Digitales de Imágenes de Rayos X. Parte 1: Determinación de la Eficiencia Cuántica de Detección". *IEC*.
- [10] REPORT OF AAPM TASK GROUP 10 (October 2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.
- [11] BUHR, E., GÜNTHER-KOHFAHL, S., NEITZEL, U., (2003). Accuracy of a simple method for derived the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med. Phys.* 30, 2323-2330.
- [12] CCE (COMISIÓN DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS). (2006). *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*. 4ª ed. (European Communities, 2006). (ISBN: 92-79-01258-4, N° Catalogo: ND-73-06-954-EN-C). ([www.euref.org](http://www.euref.org)).
- [13] SEFM-SEPR 2002. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Revisión 1.



## **Tema 10:**

Control de calidad  
en sistemas de visualización.  
Calidad de Imagen y Control  
de calidad de imagen de  
dispositivos de visualización  
digitales en el entorno PACS

**H. Roehrig, E. Samei**



# Control de calidad en sistemas de visualización. Calidad de Imagen y Control de calidad de imagen de dispositivos de visualización digitales en el entorno PACS

*H. Roehrig,  
University of Arizona*

*E. Samei,  
Duke University*

## 1. Introducción

Los departamentos de radiología totalmente digitales y sin película han reemplazado rápidamente a los departamentos basados en película-pantalla. Los PACS (Picture Archiving and Communication Systems) se han introducido a un ritmo rápido. Los sistemas de registro digital de la imagen y los dispositivos de visualización digitales sustituyen a los sistemas convencionales de combinación película-pantalla y negatoscopios. Los sistemas de visualización más comunes son los monitores *CRT* y *LCD*, los cuales tienen unas características de imagen bastante diferentes de los negatoscopios, basados en la retro-iluminación de una película. Es importante destacar que en los sistemas digitales las funciones de detección y visualización son independientes, por lo que ambas pueden ser optimizadas por separado.

La transición de la radiología basada en película a la radiología digital requiere la consideración de los factores psicofísicos que conlleva la visualización eficiente de imágenes radiológicas digitales. Algunos de estos factores se refieren a las características específicas del comportamiento de los sistemas de visualización *CRT* y *LCD*, mientras que otros están relacionados con las características inherentes al sistema visual humano. Los principales factores psicofísicos que afectan a la interpretación de las imágenes médicas son el contraste, la resolución y el ruido. La visualización óptima de radiografías digitales se con-

sigue teniendo en cuenta estos factores y usando interfaces intuitivas, rápidas y específicas para cada usuario.

Los sistemas de visualización pueden ser susceptibles de variaciones con el hardware, calibración y degradación en el tiempo, por lo que se necesita realizar pruebas de aceptación y controles de calidad para mantener un nivel adecuado de la calidad de la imagen mostrada. Las pruebas de aceptación y los controles de calidad se llevan a cabo empleando tanto métodos subjetivos como objetivos.

Es necesario destacar que a pesar de llevar más de una década de experiencia con imágenes digitales y PACS, las consecuencias clínicas de un comportamiento degradado de un monitor no están bien establecidas. La capacidad diagnóstica de una imagen en pantalla frente a una imagen impresa continúa siendo objeto de debate, debido fundamentalmente al nivel bajo del brillo máximo  $L_{max}$  y resolución espacial limitada para *CRT* y al nivel alto del brillo mínimo  $L_{min}$  y el alto nivel de ruido estructural para los *LCD*.

## 2. Imagen Médica y Calidad de Imagen

La imagen médica es una ciencia visual. La labor del radiólogo es diagnosticar enfermedades en pacientes y seguir la evolución de las mismas, con la ayuda principalmente de imágenes anatómicas creadas por diferentes procesos físicos y fisiológicos.

En radiografía convencional, como ejemplo, la modalidad de imagen médica mas antigua, el principal proceso físico es la atenuación de los rayos X en función de los coeficientes de atenuación máscicos totales  $\mu/\rho$ , la densidad máscica  $\rho$  y el espesor  $t$  con diferentes energías en los órganos enfermos, tejidos y huesos del paciente. [1] En la imagen por resonancia magnética (*MRI*), una de las mas recientes modalidades de imagen médica, el fundamento físico es la resonancia magnética de los diferentes tejidos del cuerpo y sus tiempos de relajación asociados  $T1$  y  $T2$ . [1] Otras imágenes médicas están basadas en ultrasonidos (*US*) y en el uso de radiofármacos (medicina nuclear). Existen más procesos físicos y fisiológicos que conducen a imágenes anatómicas que permiten el diagnóstico y el estado de las enfermedades.

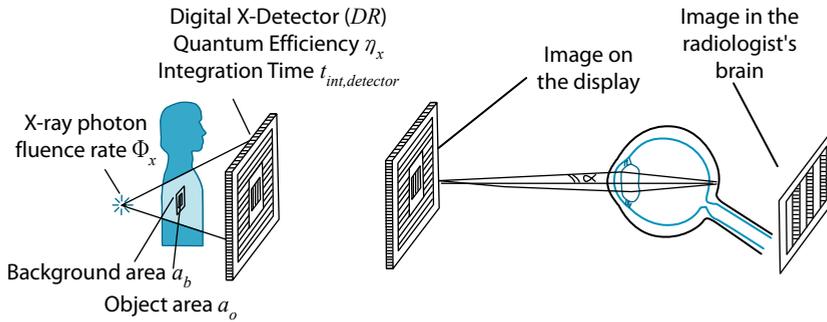
Las imágenes médicas resultantes son representaciones de la distribución de diversas propiedades del cuerpo humano, las cuales muestran la estructura y/o el funcionamiento de los órganos, tejidos y huesos que son objeto de estudio. La diversidad de posibles estructuras y funciones relevantes para el diagnóstico clínico, provoca la necesidad de disponer de un amplio rango en la exigencia de cualquier sistema de imagen y con ello en la calidad de imagen

resultante. Por ejemplo, la detección de microcalcificaciones en mamografía requiere que se mantenga un alto detalle en la imagen, por lo que se necesita un alto contraste y alta resolución espacial. Sin embargo, la identificación de hemorragias en tomografía computarizada (TC) de cabeza requiere sensibilidad a pequeñas diferencias en contraste, pero no necesita frecuentemente una elevada resolución espacial. Mantener sólo un detalle muy fino sin embargo, no es suficiente para el diagnóstico de cáncer de mama en mamografía, de hecho se necesita visualizar además 3 rasgos anatómicos. Por ello, un mamógrafo con una alta calidad de imagen debe de ser capaz de producir mamografías en las que se visualicen los cuatro aspectos del cáncer de mama: (1) La morfología característica de una masa; (2) los bordes y la configuración espacial de las calcificaciones; (3) la distorsión de la arquitectura normal del tejido mamario; y (4) la asimetría entre las imágenes de la mama izquierda y derecha [2].

Cualquier definición de la calidad de imagen debe tener en cuenta la efectividad con la que dicha imagen puede ser usada con el propósito deseado. De hecho, debe entenderse que el análisis y el control de calidad de la imagen tienen sentido únicamente en el contexto de cada modalidad [2, 3, 4]. La calidad de imagen esta afectada tanto por la adquisición de la imagen como por la forma de mostrarla. En los sistemas digitales, donde estas dos funciones están claramente diferenciadas, el análisis de la calidad de imagen puede hacerse en dos etapas. Esta separación, que años atrás, antes de que los ordenadores jugaran un papel tan importante en la imagen médica, no era apreciada como una necesidad, es ahora fundamental en el caso de los sistemas digitales. Cada etapa del sistema de imagen puede ser evaluada por la medida o el cálculo de la habilidad de un observador determinado para llevar a cabo una determinada tarea, como son el diagnóstico y la cuantificación de una enfermedad particular.

En este capítulo, no tendremos en cuenta la tecnología de los sistemas de adquisición y nos concentraremos en los dispositivos de visualización, debido a que la primera se ha visto anteriormente. Basta con señalar que para conseguir una percepción efectiva de la imagen por el observador, los datos procedentes del detector de imagen en el dispositivo de visualización pueden ser y de hecho son normalmente modificados, empleando diferentes técnicas de procesamientos de imagen.

Está claro que la calidad de imagen es de una importancia primordial para la imagen médica. De hecho, entre todos los componentes de la cadena de imagen, el dispositivo de visualización es el más importante: es el sistema en el que se muestra la imagen y el más próximo al observador. Es en este dispositivo donde se focalizan todos los procedimientos de control de calidad de la imagen. [2, 3, 4, 5, 6, 7].



Display signal-to-noise in  
image detector, on the display and hopefully in the brain:

$$(S/N)_{Display} = (\Phi_x a_o t_{int,detector} \eta_x)^{1/2} (C/(2-C)^{1/2})$$

**Figura 1.** El dispositivo de visualización es el componente del sistema de imagen de mayor importancia, donde los "Bits" llegan al cerebro.

Es importante también cuantificar la calidad de imagen. Esta magnitud puede ser descrita en términos anatómicos y hasta ahora eso es lo que hemos hecho en esta sección. Sin embargo, en el área de las Ciencias y la Ingeniería, la calidad de los sistemas de imagen se describe frecuentemente en términos de magnitudes físicas que caracterizan diversos aspectos de su funcionamiento. Estas cantidades incluyen medidas de la señal en unidades de voltaje en la imagen de un tejido o un equivalente de tejido (como la curva característica), la naturaleza detallada de la resolución espacial del sistema (función de transferencia de modulación, *MTF*) y la cantidad y el tipo de ruido de la imagen (espectro de potencias de ruido, *NPS*) que está relacionado con la relación señal ruido (*SNR*). Una medida del rendimiento de un sistema dependerá básicamente de estos parámetros físicos: señal, *MTF*, ruido y *NPS* [6,8].

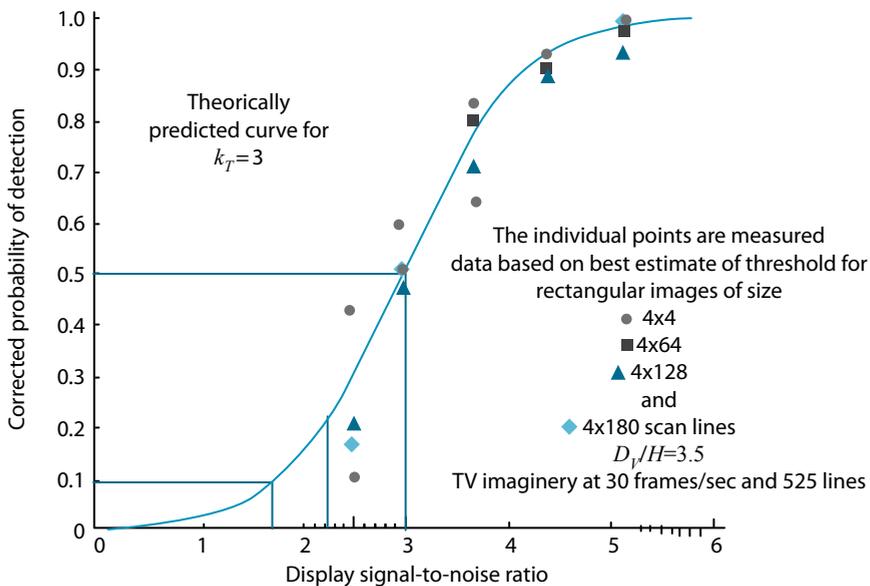
En este sentido, la figura 1 describe el proceso global de formación de la imagen en unos términos muy simples: la imagen de un objeto *aa* sobre un fondo *aB* se obtiene con una densidad de flujo  $\phi x$  y un contraste *C* con un detector de imagen con eficiencia cuántica  $\eta x, D$ . La relación señal ruido del dispositivo de visualización  $(S/N)_{a0,detector}$  debe ser tal que la relación señal ruido en el cerebro del radiólogo sea igual a la relación señal ruido del detector de imagen:  $(S/N)_{a0,cerebro} = (S/N)_{a0,detector}$ .

El resultado final del proceso clínico sin embargo también estará influido por factores psicofísicos como el contraste, la resolución y el ruido, relacionados igualmente con la persona que interpreta los resultados. En particular el diagnóstico dependerá de las complejidades de las imágenes (debido a su va-

riabilidad, la superposición de tejidos y estructuras anatómicas) y de la forma en que la información que se obtiene del sistema de imagen es percibida por el observador [5,6,7].

El resultado del proceso de formación de imágenes en radiología se cuantifica comúnmente con la probabilidad de percepción, también llamada probabilidad de detección  $PD$ . Este valor es un evento aleatorio, que depende de las características específicas de la función de densidad de probabilidad relacionadas con las tareas particulares de formación de imagen. [4, 9, 10, 11].

Un modelo elemental de la visión humana se basa en la relación de la probabilidad de detección con la calidad de imagen:  $PD = f(SNR)$ . Este modelo de visión humana se conoce como modelo de Rose. En particular, para imágenes simples como son las de prueba, si la  $SNR$  en la imagen es 3, el modelo de Rose predice una probabilidad de detección del 50% [12, 13, 14].



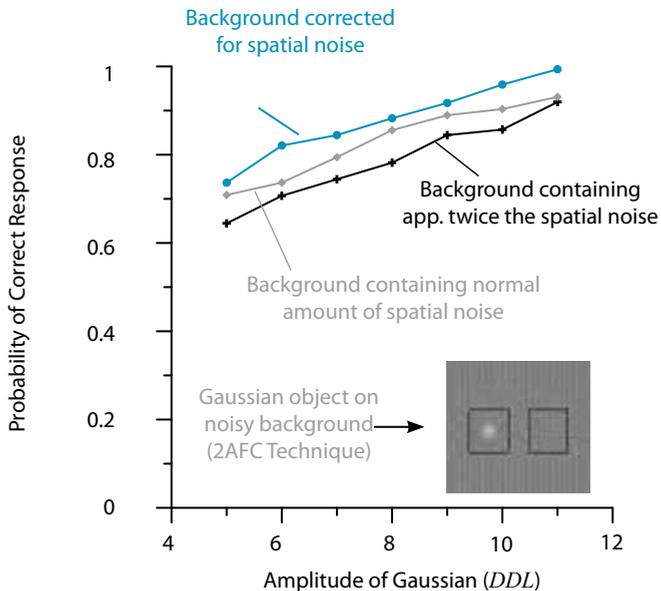
Measured and predicted probability of detection for  $k_f=3$

**Figura 2.** Ejemplo para la detección de un objeto simple sobre un fondo uniforme según el modelo elemental de la visión humana, el modelo de Rose. El umbral de la relación señal ruido es 3 [12].

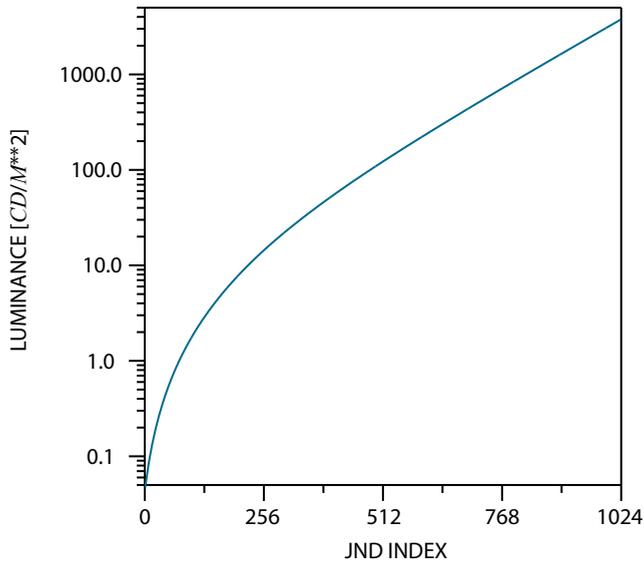
La figura 3 es un ejemplo del efecto de un tipo de ruido más complicado y realista que aparece en la detección de objetos, como es el ruido de una pantalla de *LCD*. Se observa que a medida que la magnitud de ruido aumenta, la probabilidad de detección decrece [15].

Un factor adicional en la probabilidad de detección *PD* es la calibración DICOM de la pantalla. El efecto principal de la calibración DICOM es la estandarización de la respuesta en escala de grises de todas las pantallas en una sala de lectura [16, 17, 18].

Tan importante como la propia probabilidad de detección es el hecho de que la calibración DICOM convierte a los monitores en perceptivamente lineales, lo que quiere decir que incrementos iguales en el nivel de la señal digital de la imagen conlleven a incrementos iguales en cuanto a la percepción.



**Figura 3.** Probabilidad de detección de un objeto gaussiano colocado sobre un fondo de ruido espacial de amplitud equivalente. El observador humano se ve lógicamente afectado en su percepción del objeto gaussiano por el ruido espacial.



**Figura 4.** GSDF (curva de brillo o luminancia definida en la norma DICOM a la que deben ajustarse los sistemas de visualización). La función se define para un intervalo de luminancia de 0.05 a 4000 cd/m<sup>2</sup>. La diferencia mínima detectable se define para objetos con una apertura relativa al ojo del observador de dos grados con una modulación sinusoidal de 4 ciclos/grado y se calcula con el modelo de Barten de la respuesta del ojo humano al contraste. [16, 17, 18].

### 3. Control de la Calidad de los Sistemas de Visualización

La obtención de una radiografía o mamografía digital requiere múltiples etapas. Inicialmente las imágenes se adquieren digitalmente. Las imágenes se procesan por métodos de post-procesado que tratan de reducir los artefactos del detector y optimizar la presentación de las imágenes para uso clínico. Las imágenes se archivan electrónicamente y finalmente son enviadas a una estación de visualización para ser examinadas por un radiólogo. Aunque sigue siendo posible mostrar las imágenes digitales en una placa radiográfica o en papel, es evidente que las ventajas de la imagen digital no se obtienen completamente sin su visualización sobre un monitor. Los sistemas de visualización electrónicos son la clave de cualquier técnica radiológica o mamográfica digital.

Cualquier operación de calidad de imagen depende de la calidad de cada uno de los componentes de la cadena. En imágenes digitales de rayos X, la adquisición digital, el procesado y la visualización debe funcionar a un nivel tal que ningún componente pueda comportarse como un “cuello de botella” en la

calidad de imagen. Si no es así la capacidad diagnóstica de la imagen se verá comprometida, debido a que un sistema de imagen es tan bueno como lo sea el más débil de sus elementos.

En muchas situaciones, es muy posible que sea el sistema de visualización el "elemento débil", [19-23] cuando éste no está configurado de forma óptima en comparación con la placa radiográfica convencional [24]. En primer lugar, esto es debido a que una imagen digital se puede mostrar en una gran variedad de sistemas de visualización distintos. Dentro de los monitores se emplean principalmente dos tecnologías diferentes para visualizar imágenes médicas, los monitores de tubo (*CRT*) y las pantallas planas de cristal líquido (*LCD*). En ambas tecnologías el rendimiento del monitor puede cambiar considerablemente dependiendo de la marca, modelo y tipo del dispositivo. La facilidad con que es posible ver una imagen médica en una amplia variedad de soportes de muy distinta calidad, hace que en ocasiones se utilicen monitores no adecuados para mantener la calidad de imagen necesaria. Por ejemplo, en los últimos años, ha habido iniciativas para visualizar imágenes en ordenadores portátiles e incluso en ordenadores de bolsillo (*PDA*) con una calidad cuestionable.

En segundo lugar, el rendimiento de un monitor particular puede degradarse con el tiempo debido a su propia naturaleza electrónica. La visualización de una imagen en un monitor es una presentación dinámica de la imagen digital archivada, con una actualización constante de los datos. La calidad de imagen es susceptible entonces a cambios temporales. Para la mayor parte de los monitores, se estima una vida útil de entre 20000 y 50000 horas de encendido. (2-10 años dependiendo de su uso y del tipo de monitor). Sin embargo, a lo largo de este periodo, la calidad también se puede degradar. El deterioro del monitor puede conllevar cambios en el brillo, contraste y en las características de resolución del mismo.

La degradación de la calidad del monitor puede reducir la efectividad total de la información diagnóstica por imagen. En el mejor de los casos la degradación de la imagen puede llevar a convertir este proceso en ineficiente por el tiempo que se requiere en interpretar una imagen. En el peor de los casos, puede llevar a un mal diagnóstico, produciendo falsos positivos o negativos. Estos errores pueden permanecer durante todo el proceso clínico, provocando decisiones clínicas inconsistentes. Por lo tanto, es esencial para el buen funcionamiento de un sistema digital y el cuidado del paciente, especificar la calidad deseada de los monitores de visualización en función de los diferentes usos clínicos. Los criterios de calidad, una vez operativos, tendrán que ser vigilados y mantenidos en el nivel que asegure la constancia de la calidad del dispositivo durante su vida útil.

### 3.1. Estándares para la evaluación de la calidad de los dispositivos de visualización

Monitorizar y mantener la calidad de un dispositivo de visualización requiere que las configuraciones se acojan a estándares profesionales y específicos para que se pueda apreciar una calidad aceptable fácilmente. Ha habido numerosos estándares para evaluar el funcionamiento de un monitor. Los más importantes son los de SMPTE [25], DICOM [26], DIN [27] y VESA [28]. Generalizando, estos estándares son distintos (no estandarizados), tendiendo a ser o muy subjetivos o muy complicados, y son limitados en los aspectos del rendimiento del monitor que deben asegurar. Pero es más importante el hecho de que a menudo no indican criterios de aceptación, con lo que aún no han sido completamente aprobados por la comunidad médica.

Un desarrollo más reciente en estándares de calidad de monitores ha sido la iniciativa del Grupo de trabajo 18 (TG18) de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), para desarrollar directrices para pruebas de aceptación y control de calidad de monitores de imagen médica. El propósito del TG18 fue desarrollar métodos de prueba que sean objetivos además de simples para poder llevarlos a cabo en los monitores en el entorno clínico. Las directrices del TG18 definen los requisitos mínimos en cuanto a calidad de imagen que sean generales y mensurables y que aseguren una utilización "segura" del monitor para propósitos médicos. Este capítulo presenta métodos para la evaluación de la calidad en los monitores médicos basados en las directrices del TG18.

#### 3.1.1. Objetivos y Requisitos

El objetivo del control de calidad del monitor debe quedar claro desde el principio. El TG18 sugiere cuatro tipos de controles: pruebas de aceptación, controles de calidad anuales, mensuales y diarios. Las pruebas de aceptación y los controles anuales son más complicados y cuantitativos, mientras que los controles de calidad mensuales y diarios se basan en métodos visuales de evaluación.

El TG18 define además dos tipos de dispositivos de visualización, primarios y secundarios. Los primarios son aquellos que se emplean en el diagnóstico clínico, mientras que los secundarios se utilizan para la visualización de imágenes en las que el diagnóstico ya ha sido llevado a cabo de una manera oficial. Los criterios de calidad en ambos casos son diferentes y la persona que vaya a ver las imágenes deberá tenerlo en consideración. Es fundamental por tanto que estos dispositivos de visualización primarios y secundarios sean correctamente identificados como tal.

Para cada tipo, el nivel de luz ambiental que incide en la parte frontal del monitor (pantalla) deberá de ser menor que el nivel considerado seguro para el uso óptimo de éste (ver más abajo). El dispositivo debe de estar situado de forma tal que en las orientaciones normales de visión no existan reflejos especulares de objetos brillantes o fuentes de luz. El dispositivo debe de estar calibrado mediante la curva DICOM (siguiendo el modelo de Barten) usando los métodos recomendados por el fabricante y teniendo en cuenta la magnitud de la luz ambiental en cada caso (ver más abajo). Por último, la pantalla deberá estar limpia y encendida desde al menos 30 minutos antes de empezar con el control de calidad.

La evaluación del monitor requiere la disponibilidad de herramientas específicas para cada parámetro a determinar. Todas las pruebas requieren el uso de los objetos de ensayo del TG18. Estos objetos deberán cargarse en el monitor como una imagen más, o de lo contrario, ser generado por el propio sistema de visualización, siempre que pueda verificarse que la escala de grises que reproduce el visor empleado sea la misma que la que usa el software que utiliza el médico para ver las imágenes clínicas. El equipamiento necesario incluye un fotómetro, un medidor de iluminancias, una fuente de luz uniforme, cinta métrica, goniómetro, lupa, un dispositivo especial de iluminación, un cono, y opcionalmente una cámara *CCD* de alta calidad equipada con macro lentes para medir resolución y ruido. Las especificaciones técnicas de este equipamiento pueden consultarse en el documento del TG18.

### 3.1.2. Métodos para evaluar el brillo y contraste

La luminancia (brillo) y el contraste son dos de los aspectos más importantes de la configuración de una pantalla. Un monitor debe ser capaz de presentar el contraste presente en la imagen de la manera más efectiva<sup>1</sup>. Aunque la luminancia máxima es importante, lo es más aún el contraste máximo que el dispositivo es capaz de mostrar, normalmente caracterizado en términos del cociente entre las luminancias máxima y mínima, teniendo en cuenta la contribución de la luz ambiente. En este rango de luminancias, el dispositivo debe ser capaz de mostrar al menos 256 valores de gris. Los factores de brillo altos normalmente requieren un número mayor de niveles de gris.

En cuanto a los valores de brillo entre los extremos máximo y mínimo, el monitor debe tener también un comportamiento determinado. Para que exista consistencia con la apariencia de la imagen, el estándar DICOM ha definido una

---

<sup>1</sup> Normalmente es difícil separar las funciones de procesado y de visualización. Las imágenes a veces son post-procesadas en la estación de adquisición antes de ser mostradas en el monitor. Asumiendo que el proceso de formación de la imagen se ha hecho correctamente y de forma óptima, aquí nos centramos sólo en la presentación de la imagen en el monitor. Sin embargo, el lector debe recordar que la calidad de la imagen final visualizada está determinada por ambas funciones: el procesado y la visualización en el monitor.

función estándar de representación basada en el modelo de Barten de sensibilidad al contraste [30,31]. A pesar de sus defectos, este modelo es de hecho el estándar para los monitores de visualización médicos y es importante asegurar el cumplimiento del mismo.

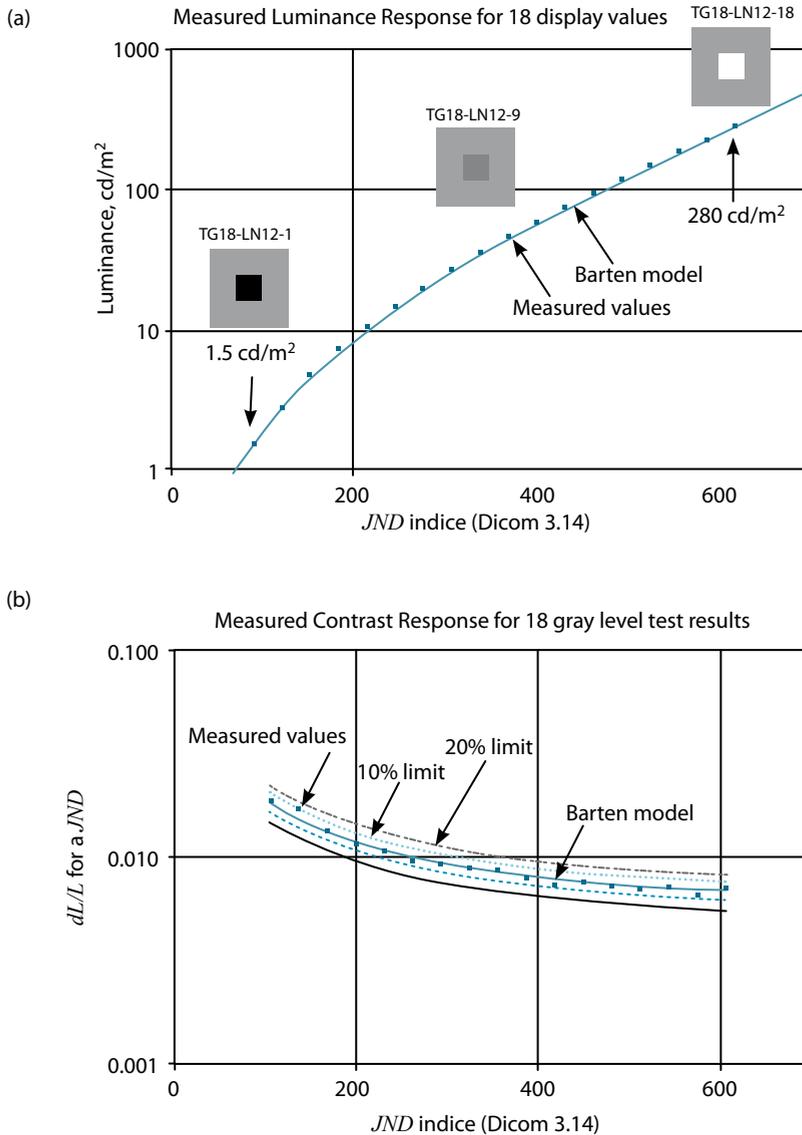
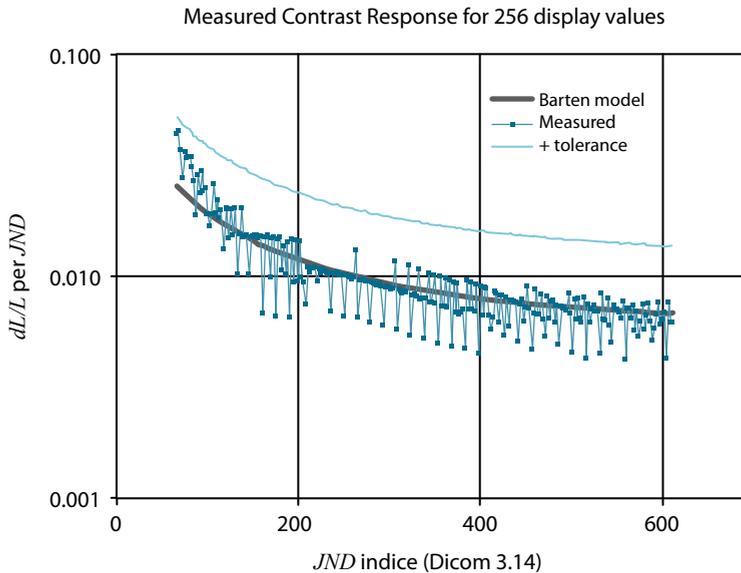


Figura 5. La respuesta en brillo (a) y contraste (b) de un monitor medida usando los objetos de prueba del TG18-LN. Tres de los patrones se muestran como ejemplos.



**Figura 6.** La respuesta en contraste de un monitor medida en todos los valores de píxel de 8 bits posibles.

### 3.1.3. Evaluación cuantitativa de la luminancia

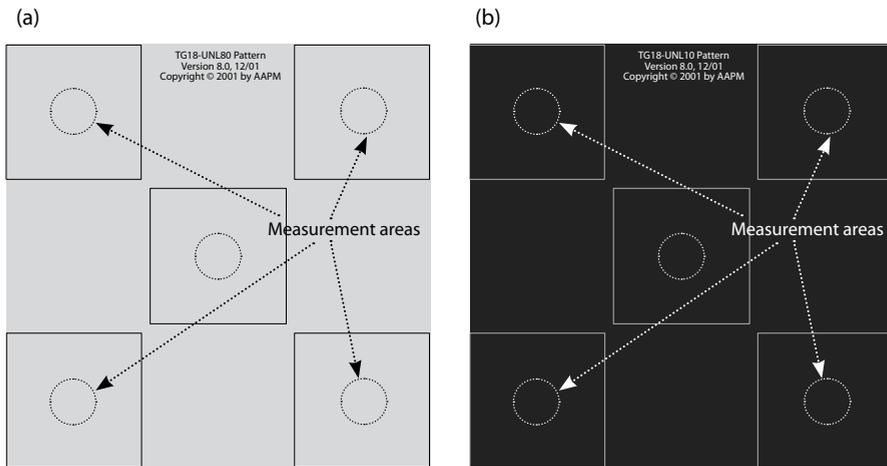
El brillo de un monitor debe ser medido usando un medidor de luminancia y los objetos de ensayo TG18-LN (figura 5a), ampliados hasta cubrir totalmente la pantalla. Idealmente, se debe medir el brillo en todos los niveles de gris de forma automatizada, o sino, se deben medir al menos 18 niveles discretos. Las medidas deben realizarse en oscuridad total y se debe añadir el nivel de iluminación ambiental ( $L_{amb}$ ) a todas las medidas realizadas (ver el método de medida de  $L_{amb}$  más adelante). Debido a que las medidas con niveles bajos de brillo son muy susceptibles de inexactitud e imprecisión, se necesitará tomar varias medidas. El cociente de luminancias debe ser superior a 250 para monitores primarios, y superior a 100 para los secundarios. La luminancia máxima debe ser mayor de  $170 \text{ cd/m}^2$  para monitores primarios y de  $100 \text{ cd/m}^2$  para secundarios. Finalmente, la luminancia mínima (sin incluir la iluminación ambiental  $L_{amb}$ ) debe ser mayor de  $3L_{amb}$  idealmente, a no ser que la calibración DICOM haya tenido en cuenta específicamente  $L_{amb}$ . De todas formas, bajo ninguna circunstancia  $L_{min}$  puede ser menor que  $L_{amb}$ .

Para la evaluación de la respuesta en luminancia, los valores medidos deben encajar en el espacio  $JND$  del modelo de Barten, estando expresados en términos de contraste,  $\Delta L/L_{avg}$  por  $JND$ , como se describe en el documento del TG18 [29]. La desviación del contraste medido del modelo de Barten no debe

superar el  $\pm 10\%$  para monitores primarios y el  $\pm 20\%$  para los secundarios (ver figura 5b). Si la respuesta está caracterizada en todos los niveles de brillo, se debe calcular el número de  $JND$  por valor de píxel, o intervalo de luminancia (figura 6). La media de esta cantidad debe ser menor que 3.0 con una desviación máxima de 2.0 y con una desviación estándar para la media de  $1.0^2$ .

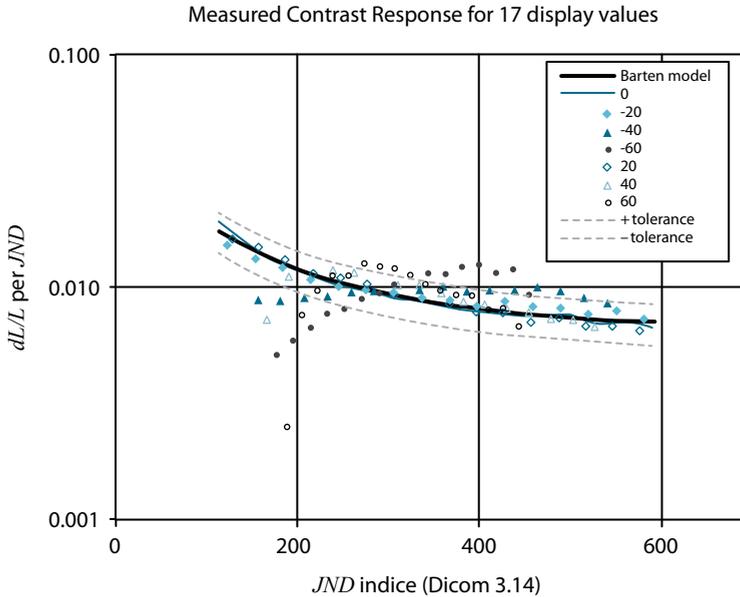
### 3.1.4. Uniformidad espacial de la luminancia y dependencias angulares

La verificación de la respuesta en luminancia descrita anteriormente solo evalúa el comportamiento del monitor en la posición central. Sin embargo, la respuesta puede variar en función de la posición debido a las propiedades geométricas de los *CRT*, por falta de uniformidad del sistema de iluminación de los *LCD* ("backlight") o en función del ángulo de visualización. Para la uniformidad del brillo, se debe medir en la pantalla del monitor en cinco posiciones distintas empleando los objetos de ensayo TG18-UNL. Debido a que realizar una caracterización completa de toda la curva de brillo en más de un punto conllevaría un tiempo excesivo para el control de calidad en el entorno sanitario, se pueden realizar las medidas en sólo los niveles de brillo correspondientes a un valor de píxel del 10% y 80% respecto del máximo (figura 7). El valor máximo observado de  $\Delta L/L_{avg}$  debe ser inferior al 30% en ambos niveles.



**Figura 7.** Los objetos de ensayo TG18-UNL10 (a) y TG18-UNL80 (b) y áreas de medida para el control de calidad de la uniformidad del brillo. (Los patrones del TG18 en ésta y en las siguientes figuras están reproducidos con permiso).

<sup>2</sup> Observar que los valores de desviación son iguales en magnitud a la desviación del modelo Barten de  $\Delta L/L_{avg}$  por  $JND$ , el cual es más sencillo de calcular.

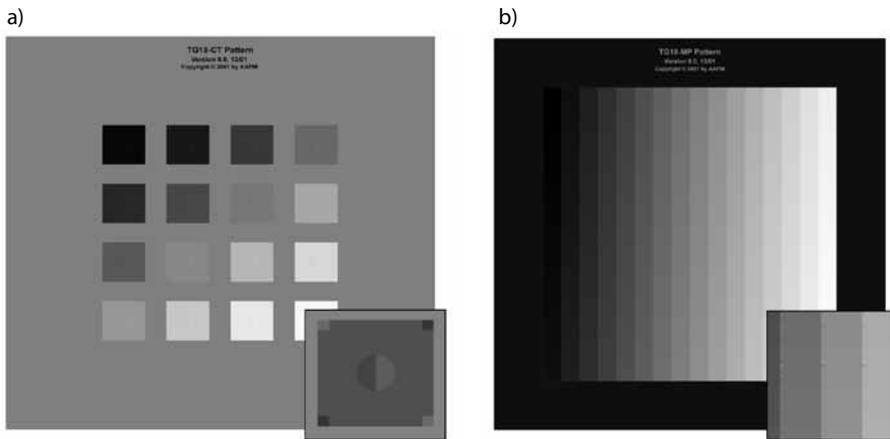


**Figura 8.** La respuesta en contraste en un monitor de *LCD* como función del ángulo de visualización en la dirección diagonal medida empleando instrumentación óptica de Fourier. Las tolerancias corresponden a una desviación de  $\pm 20\%$  respecto al modelo de Barten.

La evaluación de la respuesta angular del brillo de un monitor está indicada para los monitores de *LCD*, ya que éstos se caracterizan por una elevada dependencia angular. La figura 8 muestra los resultados típicos de la evaluación del contraste obtenido para un *LCD* para imagen médica. Existe un cambio significativo en el contraste en la región de bajo brillo. Sin embargo, la metodología para la evaluación no es fácil de llevar a cabo en un entorno clínico. Lo más conveniente es emplear instrumentos ópticos de Fourier, con los cuales se obtienen medidas de brillo angular de forma rápida para múltiples ángulos de visualización. Alternativamente, se puede usar un medidor de luminancias convenientemente apantallado y colocado sobre un trípode para medir la respuesta del monitor para distintos ángulos. Estas medidas pueden usarse para determinar el intervalo de ángulos de visualización donde el contraste medido se comporta correctamente y no se desvía del modelo de Barten más de un  $\pm 20\%$  en monitores primarios y un  $\pm 40\%$  en los secundarios. Los instrumentos que se requieren para realizar estas medidas son costosos. En ausencia de las herramientas necesarias, la evaluación de la respuesta angular se puede llevar a cabo mediante el procedimiento visual descrito a continuación para la respuesta del brillo desde múltiples ángulos de visualización.

### 3.1.5. Evaluación visual de la luminancia de un monitor

La evaluación visual del brillo requiere dos objetos de ensayo específicos, TG18-CT y TG18-MP, ambos ampliados hasta cubrir toda la pantalla. El objeto TG18-CT (figura 9a) contiene 16 áreas de distinto brillo grabadas con detalles de bajo contraste. Para un dispositivo correctamente calibrado todos los detalles deben de ser visibles desde una distancia cercana (por Ej., 30 cm). El objeto de ensayo TG18-MP (figura 9b) contiene múltiples rampas de niveles de grises, correspondiendo cada nivel a una fracción de 1/16 del intervalo de valores de píxel del monitor. Las transiciones entre el valor de píxel de 8 y 10 bit está marcada. Cuando se visualiza desde una distancia cercana, el patrón no debería mostrar discontinuidades inusuales en las transiciones de la escala de grises que no sean las líneas de contorno de las transiciones de 8 bits, si el dispositivo es de 8 bits. Líneas de contorno muy acusadas, valores de contraste inverso, o contornos de línea a distancias mayores de las transiciones de 8 bits indican un posible truncamiento de bits o errores en la cuantización en la respuesta de brillo.



**Figura 9.** Objetos de ensayo TG18-CT (a) y TG18-MP (b) para la evaluación visual del brillo. Partes de estos objetos se magnifican y se realiza el contraste para una mejor visualización.

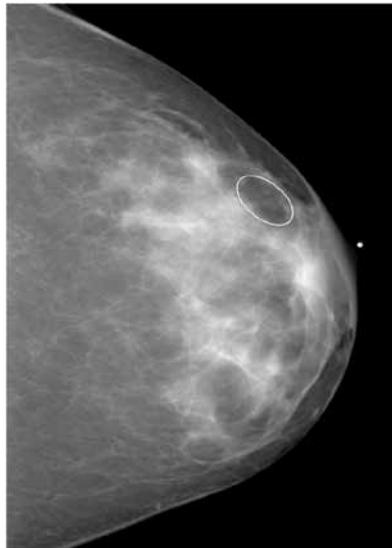
#### Métodos para el control del velo luminoso y la reflexión

Los términos de velo luminoso y reflejos se emplean muchas veces indistintamente para referirse al impacto de luz externa en la calidad de la imagen mostrada. Sin embargo, se refieren a dos características distintas del monitor. Las reflexiones en el monitor se refieren a las características de la respuesta a las condiciones ambientales externas en las que el monitor se está usando. El velo luminoso, en cambio, se refiere a los procesos internos en un monitor que ori-

ginan una dispersión de la señal luminosa de la imagen representada. Los dos procesos, sin embargo, tienen algunos efectos similares. Ambos conllevan una reducción global del contraste, similar al efecto de la dispersión de rayos X, principalmente en las regiones más oscuras de la imagen mostrada. Como el contraste es un aspecto importante de la calidad de imagen, es necesario determinar el velo luminoso y la reflexión de la luz ambiental. En el caso de la reflexión, hay que minimizar su impacto para mantener la fidelidad de las imágenes mostradas.

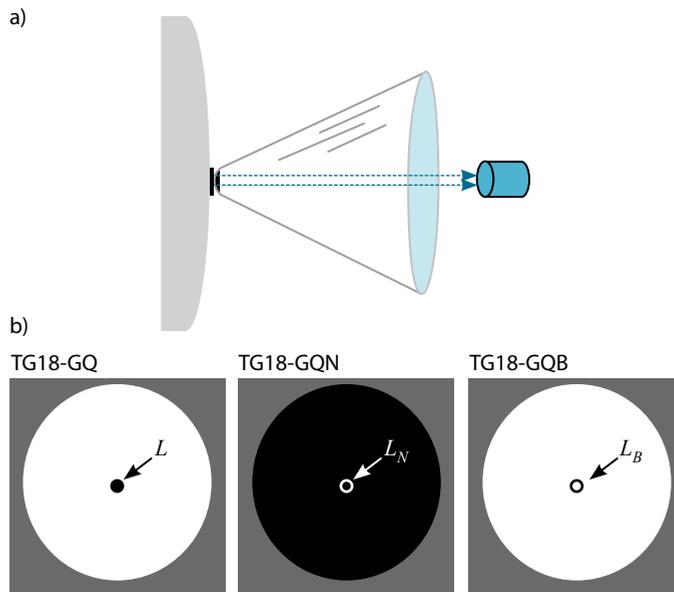
### 3.1.5.1. Medidas del velo luminoso

El velo luminoso en los monitores está causado por la dispersión de la luz en la pantalla, y en los *CRT*, además, por la luz de fuga y la retrodispersión de electrones (más importantes en dispositivos a color). Estos procesos llevan a una degradación en bajas frecuencias del contraste de la imagen, que depende en gran manera del tipo de imagen visualizada. La degradación es de mayor importancia en áreas oscuras que estén rodeadas por áreas brillantes (figura 10). El velo es un factor más importante en *CRT* comparado con los *LCD*, ya que los *LCD* emplean una tecnología diferente y pantallas mucho más finas. Hay estudios que muestran que se puede reducir el velo en un *CRT* colocando capas antirreflectantes y absorbentes de luz en el monitor.



**Figura 10.** Una mamografía digital, mostrando áreas brillantes sobre una región oscura, cuya visualización puede verse afectada por la reducción del contraste provocada por el velo luminoso del monitor.

El velo luminoso de un monitor puede ser cuantificado en términos del factor de velo usando un medidor de luminancias convenientemente apantallado (figura 11a) y los objetos de ensayo TG18-GQ, TG18-GQN y T4G18-GBQ (figura 11b). Los objetos se deben mostrar de forma que el círculo central mida aproximadamente 1 cm de diámetro.

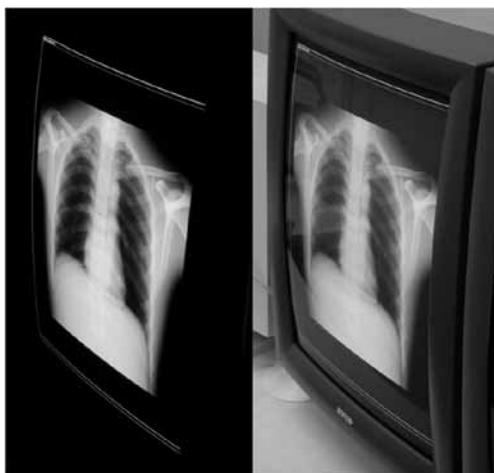


**Figura 11.** El método de medida a partir de luminancias (a), objetos de ensayo, áreas de medida, y cantidades (b) para el control de calidad del velo luminoso.

El brillo se mide en el centro del círculo oscuro de forma secuencial en los tres objetos de ensayo,  $L_B$ ,  $L_N$ , y  $L$ . El factor de velo se calcula entonces como  $(L_B - L_N) / (L - L_N)$  (figura 11b). Para esta medida es importante tener valores fiables en los niveles de bajo brillo. Para aumentar la exactitud de estos valores se puede necesitar tomar varias medidas. Idealmente, el factor de velo debe ser mayor de 1000, valor especificado para una placa puesta sobre un negatoscopio. El TG18 recomienda que este factor sea superior a 400 para monitores primarios y superior a 100 para los secundarios. Sin embargo, la mayor parte de los CRT no alcanzan el umbral de 400. El requerimiento para el factor de velo es menos importante si las imágenes se procesan mediante una ecualización de la escala de grises.

### 3.1.5.2. Medidas de la reflexión del monitor

La reflexión tiene una importancia capital en los monitores. Se caracteriza frecuentemente por dos componentes, especular y difusa. La reflexión especular se refiere al reflejo de objetos similar a la que se produce en un espejo, donde las características del objeto que se refleja se pueden observar en la imagen reflejada. La reflexión difusa, sin embargo, se refiere a la reflexión de objetos o fuentes de luz donde las características espaciales del objeto que se refleja no se preservan. Los fotones de luz se dispersan de forma difusa provocando un aumento general en la iluminación de fondo del dispositivo<sup>3</sup>. Ambos tipos de reflexión conllevan una reducción en el contraste, como se muestra en la figura 12. La degradación del contraste de la imagen es más importante en las áreas oscuras, ya que el contraste en estas zonas se ve más afectado por la luz añadida.



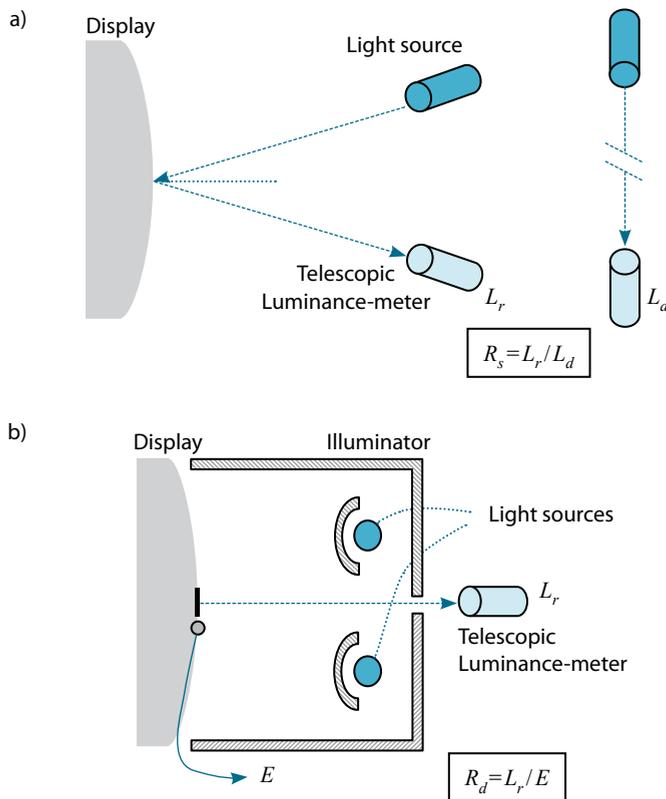
**Figura 12.** La reducción del contraste de la imagen (imagen de la derecha) debido a reflexión especular (visible como sombras de objetos brillantes) y reflexión difusa (manifestada como un reducción en el contraste global de la radiografía de tórax).

Los absorbentes de luz en las pantallas de los monitores *CRT* y las capas antirreflectantes en monitores de *CRT* y *LCD* se emplean para reducir los reflejos producidos por la luz ambiente. Sin embargo, las reflexiones pueden alterar todavía la calidad de imagen de forma notable. Existe la necesidad de caracterizar las propiedades de la reflexión en el monitor, y de esta forma, determinar

<sup>3</sup> Existe también una tercera componente especular conocida como neblina, muy común en los dispositivos de panel plano. La neblina se aprecia como reflexiones especulares que son algo difusas, y que no mantienen las propiedades exactas de la fuente de luz que está siendo reflejada. Para dispositivos de visualización médicos, la neblina se puede separar en sus componentes especulares y difusas, y por tanto ser tratado como parte de los dos tipos de reflexiones descritas anteriormente.

el nivel máximo de iluminación ambiental en el que éste puede usarse sin provocar una pérdida en el contraste de la imagen.

La reflexión en un monitor puede ser caracterizada en términos de los coeficientes de reflexión especular y difusa. El coeficiente de reflexión especular puede ser medido mediante el brillo  $L_s$ , de la reflexión a  $15^\circ$  de una pequeña fuente de luz uniforme desde el monitor (con el monitor apagado) usando un medidor de luminancias apantallado (figura 13a). El medidor de luminancias y la fuente de luz deben estar a la misma distancia,  $D$ , del monitor. La factor de reflexión especular, que es una magnitud adimensional,  $R_s$ , es la relación entre  $L_s$  y el brillo de una medida directa de la fuente de luz a una distancia  $2D$ ,  $L_0$ . Para la medida de la reflexión difusa, se ilumina el monitor con un dispositivo de iluminación proporcionando una iluminación uniforme sobre el monitor (figura 13b). El coeficiente de reflexión difusa,  $R_d$ , es la relación entre la medida del brillo en el monitor,  $L_d$  y la iluminación a la que el dispositivo está sometido,  $E_0$ , y sus unidades son  $\text{cd}/\text{m}^2$  por lux o  $\text{sr}^{-1}$ .



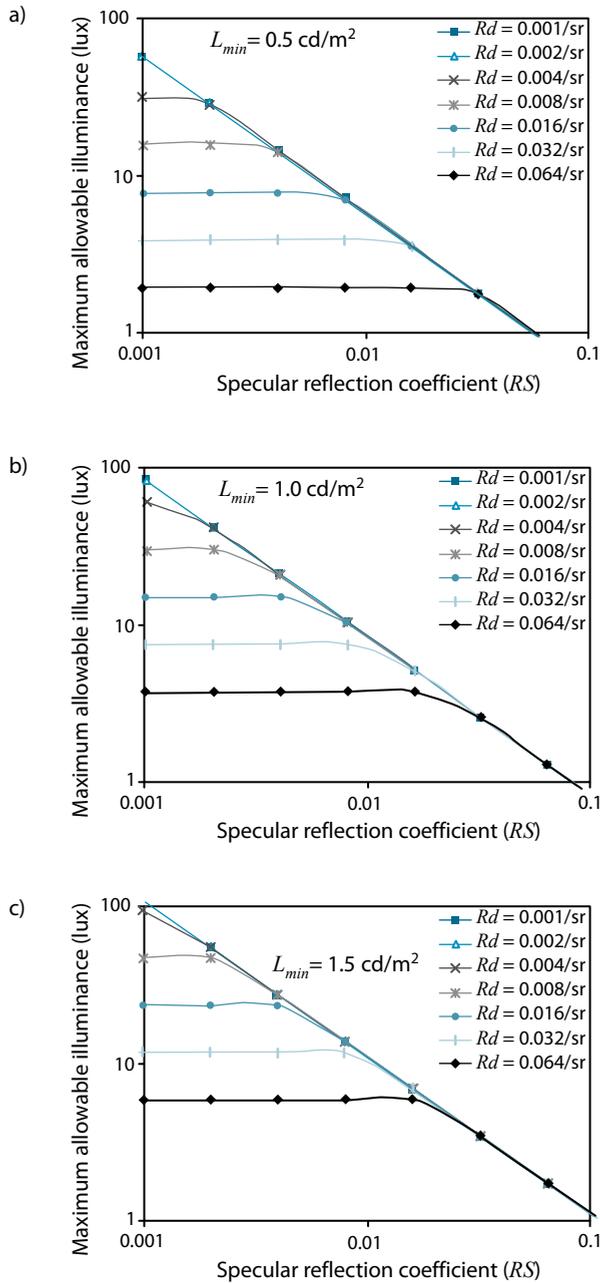
**Figura 13.** Los procedimientos experimentales para la medida de los coeficientes de reflexión (a) especular y (b) difusa.

Los coeficientes de reflexión especular y difusa por sí solos no son de una importancia primordial, por lo que no existen requerimientos especiales sobre ellos. Sin embargo, se pueden usar para determinar el nivel máximo de iluminación ambiental en el que se puede usar el monitor de forma correcta. Para la reflexión especular, idealmente, el contraste de objetos brillantes<sup>4</sup> reflejados debe ser menor que el umbral de contraste en las zonas oscuras de la imagen ( $L \sim L_{min}$ ). Asumiendo que los objetos brillantes son aquellos que tienen un 90% de reflectividad, la máxima iluminación ambiental debido a la reflexión especular,  $E_s$ , debe ser menor de  $\pi Ct L_{min} / 0.9RS$ , donde  $Ct$  es el contraste umbral a  $L_{min}$  [29]. Para la reflexión difusa manteniendo una pérdida de contraste inferior al 20% en las regiones oscuras de la imagen ( $L \sim L_{min}$ ), la máxima iluminación ambiental debido a la reflexión difusa,  $E_d$ , debería de ser menor de  $0.25L_{min}/R_d$  [29]. Por tanto, para un valor dado de luminancia mínima, la iluminación máxima puede ser calculada de forma sencilla como se ilustra en la figura 14 para varias combinaciones de  $R_r$  y  $R_d$ .

También es importante caracterizar la reflexión de un dispositivo de visualización en función de la iluminación ambiente,  $L_{amb}$ , o el brillo sobre el monitor procedente de la reflexión ambiental, cuando éste se encuentra apagado. Como ya se ha indicado,  $L_{amb}$  debe ser añadida a todos las medidas de brillo. Este valor se debe medir directamente con un medidor de luminancia apantallado. Estos resultados son muy dependientes de la posición y pueden cambiar incluso en función de la ropa del observador. Sin embargo, en estas medidas, es importante asegurarse de que el nivel de iluminación ambiental sobre el monitor del dispositivo de visualización no cambia de forma brusca como función de la posición o del ángulo de visualización. Si esto es así, la fuente de esta reflexión debe ser eliminada.

Además de una medida direccional, se puede obtener una estimación más constante de  $L_{amb}$  a partir de  $R_s$  y  $R_d$ :  $L_{amb} = E(R_d + 0.9R_s/\pi)$ . Basándonos en los términos descritos anteriormente, y expresándolo en función de  $L_{min}$ , entonces  $L_{amb}$  debe ser menor que  $\beta L_{min}$ , donde  $\beta = 0.25 + \pi Ct / 0.9$ , el cual se sitúa en el intervalo 0.36-0.32 para  $L_{min}$  en el rango 0.5-2.0 cd/m<sup>2</sup>. Como regla general, entonces,  $L_{amb}$  debe ser idealmente menor que un tercio de  $L_{min}$ . En aquellas situaciones en que la calibración DICOM del monitor tenga en cuenta específicamente la iluminación ambiental, este requerimiento puede ser menos estricto. Sin embargo, el nivel de iluminación ambiental puede variar en un área de lectura con fuentes de luz adicionales, pantallas, objetos reflectantes o incluso al abrir y cerrar la puerta. Es por tanto muy recomendable que se cumpla la regla  $L_{amb} < L_{min} / 3$  incluso si la calibración del monitor ha tenido en cuenta la iluminación ambiental. Bajo ninguna circunstancia  $L_{amb}$  debe ser mayor que  $L_{min}$ .

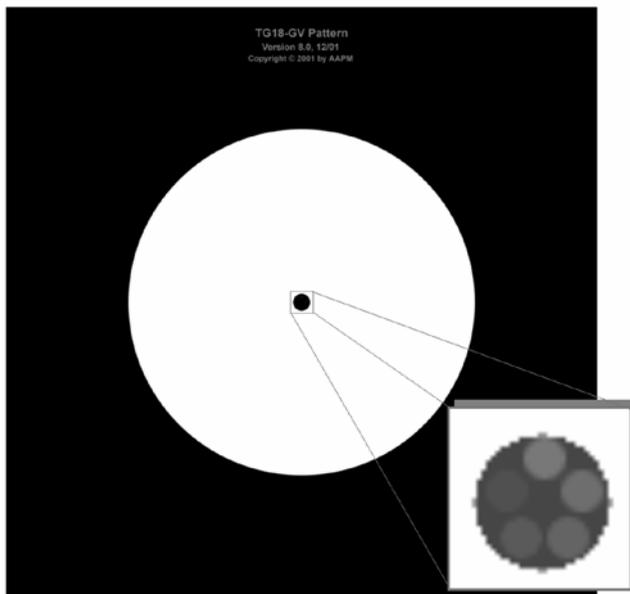
<sup>4</sup> Notar que la reflexión de las fuentes de luz se deben eliminar completamente colocando correctamente el monitor. La preocupación aquí por tanto, es la debida a objetos brillantes, no a fuentes de luz.



**Figura 14.** Máxima iluminación permitida para varias combinaciones de factores de reflexión especular y difusa para (a)  $0.5 \text{ cd/m}^2$ , (b)  $1.5 \text{ cd/m}^2$  (c) valores de brillo mínimos.

### 3.1.5.3. Estimación visual del velo y de la reflexión

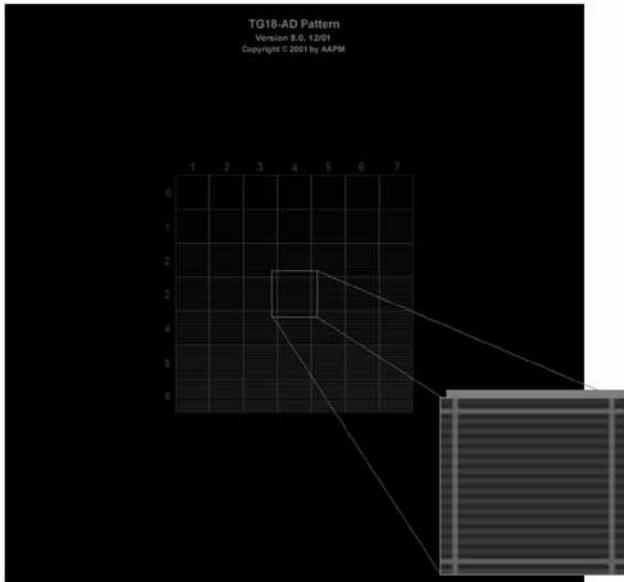
Se pueden evaluar también visualmente el velo y la reflexión usando objetos de ensayo específicos. Para la evaluación visual del velo luminoso de un monitor, se debe usar el objeto de ensayo TG18-GV (figura 15). Este objeto es idéntico al empleado para las medidas cuantitativas del velo, TG18-GQ (figura 11b) excepto por la presencia de cinco patrones de bajo contraste en el centro del objeto. El objeto de ensayo se debe mostrar en el monitor de forma que el punto central oscuro mida aproximadamente 1 cm de diámetro. Examinando el área central con ayuda de un cono, que evita que el resto de la imagen brillante deslumbre al observador (figura 15), se deben distinguir, al menos, 3 y 5 patrones para los monitores primarios y secundarios respectivamente. Estos umbrales son consistentes con los criterios cuantitativos descritos anteriormente.



**Figura 15.** El objeto de ensayo TG18-GV para la evaluación visual del velo luminoso. La zona central del objeto está ampliada y el contraste optimizado para distinguir mejor los patrones.

Para la evaluación visual de la reflexión de un monitor, no se debe observar ninguna reflexión especular sobre el monitor con éste apagado. Para la reflexión difusa, se debe mostrar en el monitor el objeto de ensayo TG18-AD de forma que llene toda el área del monitor. El objeto consiste en una serie de pares de línea horizontales de bajo contraste a la mitad de la frecuencia de Nyquist y con

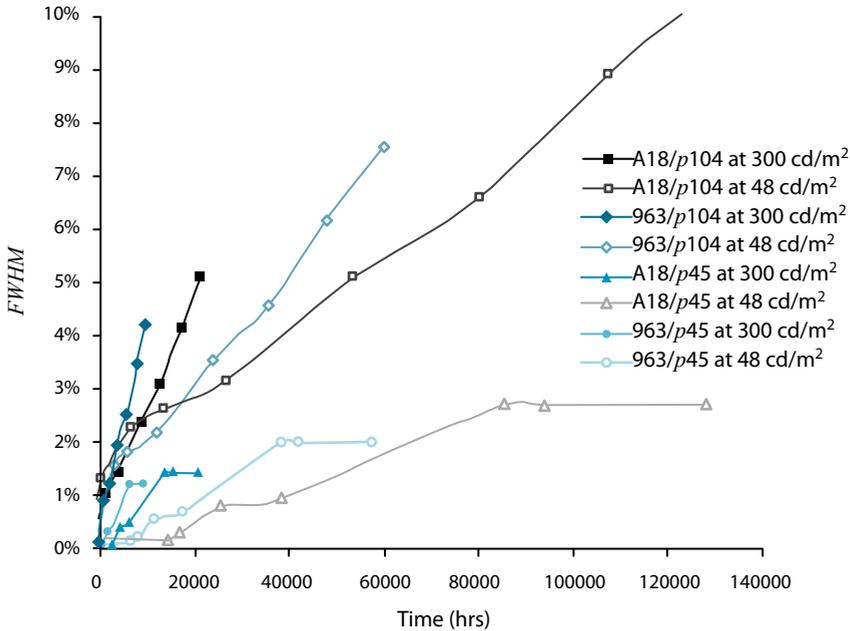
diferentes valores de contraste (figura 16). Cuando se examina a una distancia pequeña (~30 cm), el umbral de detección no debe variar de cuando lo observamos a oscuras respecto a cuando lo observamos con la luz ambiental que consideramos adecuada. Si esto no ocurre, se debe reducir la luz ambiental.



**Figura 16.** El objeto de test TG18-AD para la evaluación visual de la reflexión difusa. Una parte del objeto se magnifica y se realiza el contraste para una mejor visualización.

### 3.1.6. Métodos para la evaluación de la resolución y el ruido

Tradicionalmente, el ruido y la nitidez se han considerado como los factores principales de la calidad de imagen en un sistema de imagen. Además de un contraste global para toda la pantalla, caracterizado en términos de la curva de respuesta de brillo descrita anteriormente, un monitor debe ser capaz de dar un contraste adecuado para la visualización de pequeños detalles. El contraste para pequeños detalles normalmente se describe en términos de nitidez o resolución. Yendo un paso más allá, este contraste por sí solo no es adecuado para describir la detectabilidad de detalles. El factor determinante en la detectabilidad de las características de la imagen es la relación contraste (o señal) ruido, ya que los objetos se deben distinguir a pesar de variaciones no deseadas en la imagen, como el propio ruido del monitor. Por lo tanto, para que la evaluación de un monitor sea apropiada, deberá de incluir la evaluación de las propiedades de resolución y ruido del monitor.



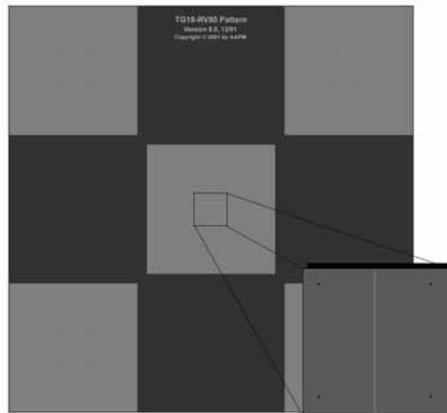
**Figura 17.** El incremento gradual de la anchura a mitad de altura (*FWHM*) de los píxeles de un *CRT* debido a la pérdida de eficiencia del fósforo (y el incremento asociado de la corriente de los electrones) para algunos de los monitores *CRT* comerciales equipados con fósforo *p45* y *p104* calculado a partir de los datos del fabricante.

Las propiedades de resolución y ruido de los monitores varían mucho entre las dos tecnologías: *CRT* y *LCD*. En los *CRT*, los píxeles son aproximadamente circulares, con un perfil de brillo casi Gaussiano, muchas veces extendiéndose más allá del tamaño nominal de píxel. Los perfiles de píxel varían en forma y amplitud como función de la dirección (más acusado en la dirección horizontal), brillo (mayor a niveles de brillo elevados) y la posición en el monitor (más acusado lejos del centro). Su tamaño también aumenta a medida que el monitor envejece debido a cambios en el cañón del cátodo y el aumento gradual de la corriente de electrones que se aplica frecuentemente para compensar la pérdida de la eficiencia del fósforo por el paso del tiempo (figura 17). En cuanto al ruido, los *CRT* muestran una componente espacial de ruido debido a la granularidad del fósforo, y una componente temporal, que predomina en las regiones de bajo brillo del monitor. Los *LCD*, sin embargo, normalmente dan una respuesta muy nítida, debido a que el tamaño del área de brillo que origina cada píxel coincide mejor con el tamaño del área nominal, si se exceptúa los efectos de borrosidad producidos por saltos de señal entre píxeles o variaciones de señal entre los sub-píxeles. El ruido del brillo generalmente es

muy bajo también en los *LCD*. Sin embargo, estos dispositivos tienen un elevado ruido estructural debido a su estructura de píxel y sub-píxel. La influencia del ruido estructural en la información diagnóstica no está bien establecida.

### 3.1.6.1. Medidas de resolución y ruido

La resolución de un monitor puede ser determinada cuantitativamente tomando una única imagen de alta resolución y muy ampliada de un objeto con un patrón de líneas de bajo contraste (objetos de test TG18-RV y TG18-RH, mostrados en la figura 14) y mostrándola en el monitor en el modo “tamaño verdadero”, es decir, que cada píxel del monitor represente un píxel del objeto. Una imagen de este tipo puede capturarse con una cámara *CCD* de alta calidad equipada con lentes de macro [32].

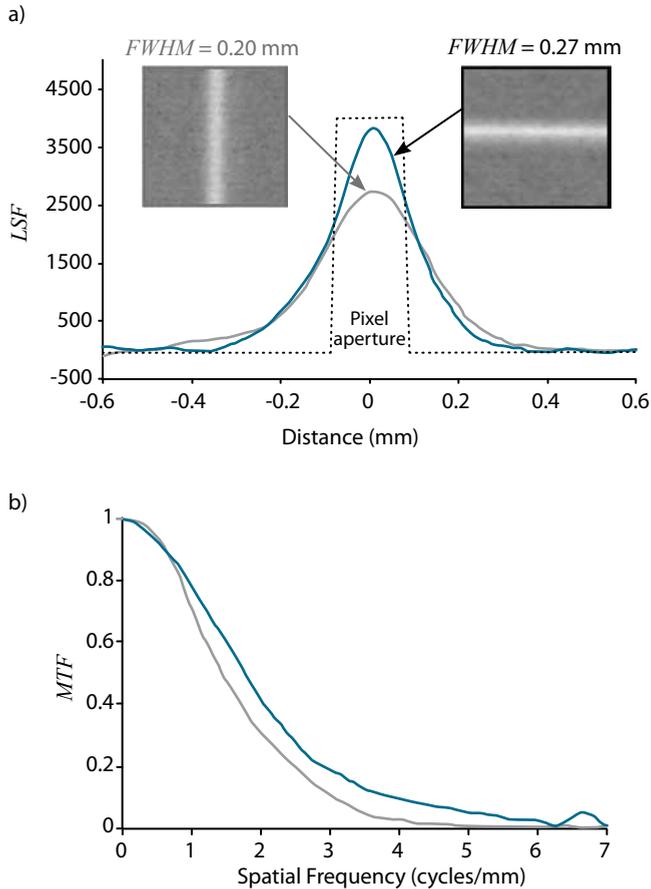


**Figura 18.** El objeto de ensayo TG 18-RV50 para la medida de la *MTF*. La porción central del objeto de ensayo se amplifica y se incrementa el contraste para mejorar la visualización.

Los datos de la imagen se procesan mediante análisis de Fourier para obtener la función de dispersión de línea (*LSF*) y la función de transferencia de modulación (*MTF*) en la dirección perpendicular a la línea (figura 19). Los detalles de dicha metodología se encuentran en el documento TG18. Las *MTF* resultantes deben de ser superiores al 35% y al 25% a la frecuencia Nyquist para monitores primarios y secundarios respectivamente. La evaluación cuantitativa del ruido espacial en un monitor se debe llevar a cabo empleando una aproximación similar<sup>5</sup>. Se captura con una cámara *CCD* de alta calidad (y bajo ruido) una imagen digital muy ampliada de un objeto

<sup>5</sup> Nótese que aún no se ha desarrollado la metodología para el control de calidad del ruido temporal de un monitor que puede ser implementada de forma sencilla en un entorno clínico.

uniforme y se procesa mediante análisis de Fourier para obtener el espectro de potencias de ruido (*NPS*). Actualmente no hay ningún criterio cuantitativo recomendado para la caracterización del *NPS* en un monitor para imágenes médicas.

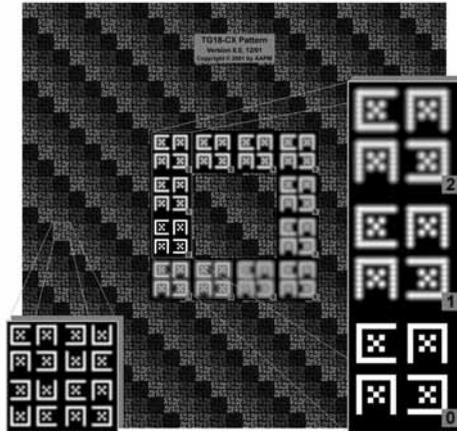


**Figura 19.** La función de dispersión de línea medida *LSF* (a) y la *MTF* (b) de un monitor *CRT* medidas en las dos direcciones axiales.

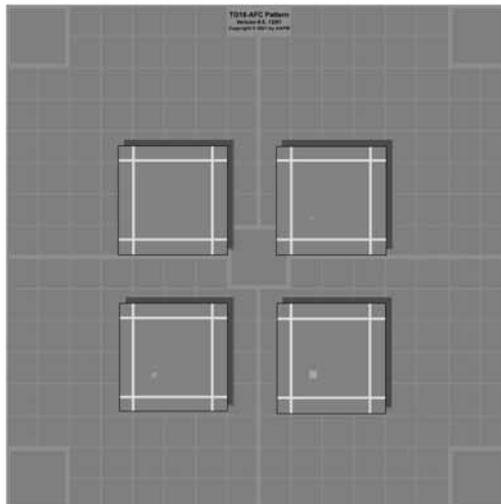
### 3.1.6.2. Evaluación visual de la resolución y el ruido

Los métodos descritos anteriormente, a pesar de ser cuantitativos y objetivos, pueden ser difíciles de realizar en un entorno clínico debido a la necesidad de disponer de equipamiento que permita capturar imágenes digitales de alta calidad de un monitor. La resolución y el ruido de un monitor se pueden evaluar de forma visual empleando los objetos de ensayo TG18-CX y TG18-AFC. El

objeto de ensayo TG18-CX (figura 20) está compuesto de pequeños patrones "CX" sobre un fondo negro. El objeto de ensayo debe mostrarse en el monitor en "tamaño verdadero" (píxel 1 a 1).



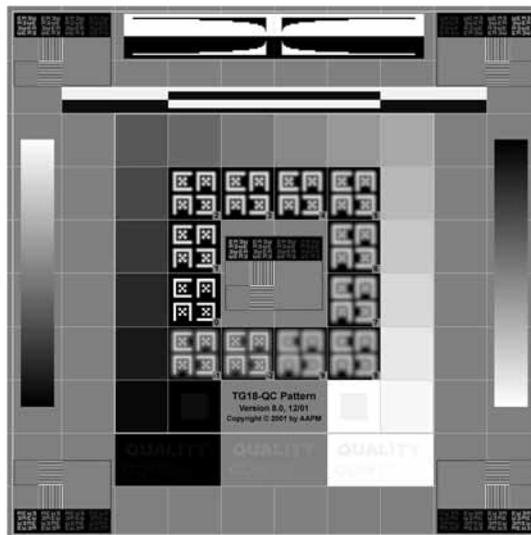
**Figura 20.** el objeto de ensayo TG18-CX para la evaluación visual de la resolución de un monitor. Para mejor visualización se encuentran amplificados un patrón CX y la referencia para la puntuación.



**Figura 21.** El objeto de ensayo TG18-AFC para la evaluación visual del ruido del monitor. Se amplifica y se aumenta el contraste de cuatro áreas del objeto para visualizarlo mejor.

El examinador debe observar la borrosidad de los patrones "CX" y puntuarla en función de la escala proporcionada con el maniquí. [29,30]. Cada grado corresponde a un tamaño particular de borrosidad Gaussiana, y se refiere al concepto bien establecido de la razón entre la *FWHM* del brillo del píxel y el tamaño nominal del píxel. (*RAR* Resolution Addressability Ratio) La puntuación *CX* debe estar entre 0 y 4 para dispositivos primarios y entre 0 y 6 para los secundarios. Estas puntuaciones se traducen en *RAR* menores de 1.15 y 1.47 respectivamente.

El objeto de ensayo TG18-AFC (figura 21) está compuesto de un fondo de luminancia intermedia uniforme con cuatro cuadrantes divididos en cuadrados con objetos de bajo contraste grabados en su interior, desarrollo basado en un trabajo anterior de Hangiandreou et al.[34]. En monitores primarios se deben visualizar como mínimo, los detalles de los cuadrados de los tres cuadrantes con objetos de mayor definición. En monitores secundarios se deben visualizar al menos las dos regiones de mayor definición.



**Figura 22.** El objeto de ensayo TG18-QC para la evaluación general de la calidad de un monitor.

### 3.1.7. Otras características de los monitores

Además de las características importantes descritas anteriormente, existen también otros elementos en la calidad de un monitor que deberían estar incluidos en un protocolo completo para su evaluación. Las distorsiones geométricas han sido clásicamente un problema en los *CRT* debido a la desviación no corregida del haz de electrones. Estas distorsiones se deben determinar me-

dian­te medidas lineales de un objeto de ensayo geométrico como el TG18-QC (figura 22). Las medidas realizadas dentro de cada uno de los 4 cuadrantes de la imagen y en la imagen completa no deben desviarse más del 2% en monitores primarios y un 5% en los secundarios. Es importante destacar que las modificaciones en los parámetros geométricos de un CRT pueden alterar la respuesta en brillo, y por esto, es mejor que se realicen las medidas de distorsión geométricas (y posibles correcciones) antes de las evaluaciones relacionadas con el brillo.

La cromaticidad, o el tinte de color y la uniformidad de color de un monitor cuando se muestra una escala de grises, también es un factor que afecta a la calidad. Aunque ningún estudio sugiere un impacto mensurable en la eficiencia diagnóstica, los médicos normalmente tienen grandes preferencias. El color de un monitor puede caracterizarse con la ayuda de un colorímetro. Medida y expresada en función de las coordenadas CIE ( $u'$ ,  $v'$ ) [37], la desviación del valor del color en un monitor primario (medido en cinco posiciones similares a aquellas de uniformidad de brillo) debe ser menor de 0.008<sup>6</sup>. En estaciones con múltiples monitores, la diferencia del valor del color entre ellos tampoco debe de superar este umbral. No existen criterios cuantitativos para monitores secundarios.

Además, existen artefactos específicos de cada tecnología que se deben tener en cuenta al evaluar el comportamiento de un monitor. Para los CRT, se pueden tener artefactos de video como sombras, anillos y remanencias. Para los LCD, puede haber problemas con el efecto de memoria de la pantalla (refresco de la imagen) o defectos de píxel. El TG18 sugiere metodologías específicas para estos factores de calidad misceláneos [29].

Para una evaluación de la calidad de un monitor, y mas importante para el control de calidad diario (descrito más adelante), existe frecuentemente la necesidad de caracterizar la configuración completa del monitor empleando un único objeto de ensayo. El objeto de ensayo TG18-QC se puede usar con este propósito (figura 22). Este objeto contiene múltiples elementos con los que se puede caracterizar la respuesta en brillo, la resolución, la detectabilidad a bajo contraste, las distorsiones geométricas y los artefactos dependientes de la tecnología empleada en el monitor. Se anima a los lectores a consultar el documento TG18 para obtener una descripción completa de estos elementos y sus métodos para la evaluación visual [29]. Un especialista puede usar también los objetos de ensayo anatómicos para realizar un control de calidad diario.

El TG18 ofrece cuatro maniqués anatómicos específicos basados en una radiografía de alta calidad de un tórax, en una radiografía de alta calidad de una rodilla y en dos mamografías de alta resolución (figura 23). La naturaleza anatómica

<sup>6</sup> Si las medidas solo se pueden realizadas en las antiguas CIE ( $x,y$ ), las coordenadas ( $u'$ ,  $v'$ ) se pueden calcular como  $u' = 4x / (-2x + 12y + 3)$ ,  $v' = 9y / (-2x + 12y + 3)$ .

de estos hace más sencillo para los especialistas visualizar posibles problemas de calidad en el monitor. Usando estos objetos (así como el TG18-QC) durante un largo periodo de tiempo, el examinador puede desarrollar una sensibilidad especial a pequeñas variaciones en la presentación de estos objetos en un monitor de alta calidad. De esta manera, los problemas, pueden ser reconocidos de forma conveniente y eficiente y se puede actuar de la manera más acorde.



**Figura 23.** Los 4 objetos de ensayo anatómicos del TG18. a) Tórax b) Rodilla c) Mammografía 1 d) Mammografía 2.

### 3.2. Pruebas cuantitativas en la Sala de Lectura: Uso de la cámara Image-Smiths

Es necesario realizar un control de la calidad de imagen en la sala de lectura, debido a que hay muchos parámetros que pueden desviarse: (1) Cambio en la luminancia de los monitores (tanto *CRT* como *LCD*), (2) la resolución espacial de los *CRT* puede cambiar al hacerlo el brillo, debido a que la *MTF* está relacionada con el brillo por el espesor del haz de barrido de los electrones, (3) el monitor puede estar colocado incorrectamente... una gran cantidad de problemas. Esto debe ser evaluado cuantitativamente en la Sala de Lectura.

En la Universidad de Arizona se ha desarrollado una cámara *CCD* de bajo coste bajo el soporte de un programa NIH SBIR en colaboración con Image-Smiths Inc. para la evaluación cuantitativa del Control de Calidad de la Imagen en la Sala de Lectura. Ésta se describe en las referencias [35,36]. La figura 24 muestra la cámara sostenida manualmente sobre un monitor *CRT*.

### 3.3. Conclusiones

La calidad de un monitor para imágenes médicas es susceptible de variaciones con el hardware, con la calibración y con la degradación en el tiempo. Por ello, son necesarias pruebas de aceptación estándar y métodos para el control de calidad para mantener una calidad mínima en el monitor. Las directrices desarrolladas por la TG 18 de la AAPM proporcionan procedimientos estándar y criterios de aceptación para dispositivos de visualización médicos de forma que se puedan implementar en un entorno clínico.



**Figura 24.** Cámara con sujeción manual para análisis cuantitativo en la sala de lectura.

## 4. Procedimientos de calibración en imagen médica y control de calidad (QC)

### 4.1. General

Los procedimientos de calibración y su valor o necesidad se entienden bien en el caso de muchos de los elementos que forman la cadena de formación de imagen radiológica. Fuentes de radiación, reveladoras de película e impresoras láser tienen un largo historial de calibración, que simplemente consiste en el proceso de medir la respuesta de un componente del sistema, y si fuera necesario realizar las acciones correctivas para restaurar el sistema a los resultados esperados. Es por esto por lo que el control de la calidad de la imagen está jugando un papel de importancia creciente en un departamento de radio-diagnóstico. Durante años el American College of Radiology ([www.acr.org](http://www.acr.org)) [38] ha ofrecido guías sobre la calidad de imagen deseable en diversas áreas de la imagen, como negatoscopios, y maniqués simulando tumores incipientes. Durante algún tiempo, los organismos de acreditación en los hospitales, han exigido mantener un registro de las tareas de monitorización y de las acciones correctivas realizadas. Es natural que el proceso se extienda hasta incluir en el mismo a los monitores de las estaciones de trabajo.

Como se mencionó en la introducción, El departamento totalmente digitalizado, sin película, ha reemplazado rápidamente al departamento convencional basado en la radiología de película - cartulina. Los sistemas de Almacenamiento y Comunicación de imágenes, PACS, se han introducido rápidamente. En este entorno, se emplean sensores digitales de imagen y monitores digitales en lugar de los sensores y monitores tradicionales como negatoscopio y película. Los monitores más comunes son los del tipo *CRT* y *LCD*. Se describen en las referencias [39, 40]. De hecho en la actualidad los *LCD* son prácticamente los únicos que se utilizan. Tienen características de imagen marcadamente diferentes de los sistemas de visualización con película. El detector y el monitor pueden optimizarse por separado. Esta situación permite llevar a cabo procedimientos de calidad de imagen y de calibración optimizados.

El primer maniqué práctico y de éxito fue desarrollado por la "Society of Motion Picture and Television Engineers" (SMPTE) [41]. Pronto se hizo evidente que un programa de control de calidad bien desarrollado puede alcanzar tres metas: (1) reducción de dosis al paciente, (2) diagnóstico mejorado, y (3) reducción de costes [42].

En lo que a estandarización respecta el avance más importante ha sido el estándar DICOM. Ha sido desarrollado por "Digital Imaging and Communications in Medicine" (DICOM) [43]. La parte más visible de DICOM es la DICOM 14

“Grayscale Standard Display Function” (GSDF) que básicamente determina la función de representación. La función elegida por DICOM se basa en el modelo de Barten y ofrece la ventaja adicional de la linealización perceptual [44]. Hoy por hoy es inconcebible utilizar monitores para diagnóstico médico sin calibración DICOM adecuada. Un paso más allá con respecto al control de calidad de la imagen fue el desarrollo por parte de la asociación americana de físicos en medicina (AAPM) del “Task Group 18” (TG18) [45]. Sus guías de calidad de monitores son aplicables en particular en pruebas de aceptación y control de calidad de monitores radiológicos monocromos. Ser discuten en detalle más tarde.

El maniquí SMPTE que fue de uso predominante para asegurar la calidad de imagen durante muchos años ha sido sustituido por uno de los maniqués del TG18. Existen varias organizaciones que han desarrollado y evaluado guías para la verificación de la calidad de imagen y de las prestaciones de los monitores. Los más relevantes se resumen brevemente a continuación. La más notable de todas es la formulada por DICOM [43,44].

Otras organizaciones estándar relacionadas con la calidad de imagen de los monitores en radiología son:

1. El instituto alemán para estandarización (Deutsches Institut fuer Normung [DIN]) [46].
2. La asociación de estándares de vídeo electrónico <http://www.VESA.org> [47].
3. Organización internacional para estandarización. Requisitos ergonómicos para el trabajo de oficina con terminales con monitores de visualización: parte 3: requisitos de los monitores de visualización (ISO 9241-3). Ginebra, Suiza: “International Organization for Standardization; 1992. [48].
4. La IEC (Comisión electrotécnica internacional) <http://www.iec.org> [49].
5. La asociación de industrias japonesas de sistemas radiológicos. JESRAX-0093-2005 [50].
6. Asociación americana de físicos en medicina (AAPM) Task Group 18 (TG18)[45].

Como se ha indicado antes la última es la más completa de todas.

Es importante tener en cuenta que la función de monitor generada por DIN[46] es diferente de la GSDF, generada por DICOM 14, particularmente en valores de luminancia bajos [51].

#### 4.1.1. Optimización y Control de Calidad de Imagen siguiendo las recomendaciones del TG18 de la AAPM.

La AAPM a través de su Task Group 18 ha generado un minucioso programa bajo el título de “Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems” [45], algunos de cuyos detalles se han analizado antes.

Una parte importante de las recomendaciones del TG18 es la elaboración de especificaciones técnicas para monitores. Estas son críticas para definir la calidad de las imágenes representadas por el sistema. Algunas de las más importantes se describen en la tabla 1 de la referencia [45]. Aunque las especificaciones varían, inicialmente, los monitores de radiodiagnóstico se clasificaron en dos grupos: primario y secundario. Aparatos secundarios son los utilizados por los *TER* para visualizar y probablemente procesar las imágenes después de la adquisición y aquellos otros aparatos utilizados para la visualización de imágenes que ya han sido informadas. Los aparatos primarios son los empleados para interpretaciones primarias de las imágenes. Cuando se adquiere un sistema de visualización, el usuario debe evaluar cuidadosamente las especificaciones del mismo para asegurarse de que las características del monitor son como mínimo, si no exceden, las necesarias para llevar a cabo la tarea deseada.

#### 4.2. Ejemplo de un Programa de Control de Calidad basado en el protocolo TG18.

Los monitores de uso clínico deberían ser evaluados de una manera regular para asegurar que mantienen un nivel de prestaciones mínimo. En función de la frecuencia de los controles se recomiendan diversos niveles de verificación en términos de profundidad y minuciosidad. Gran parte de este material se ha obtenido de la referencia [52].

##### 4.2.1. Control de Calidad Diario

Se recomienda que el procedimiento de Control de Calidad Diario sea realizado por el usuario del sistema. Está basado en una evaluación visual del maniquí TG18-QC con una duración inferior al minuto. A continuación se detallan las características a inspeccionar de una manera rápida:

1. Distorsión geométrica: Verificar que los bordes y las líneas del maniquí son visibles y rectas y que el maniquí está centrado en el área activa del monitor.
2. Calidad de imagen general y artefactos: Evaluación de la apariencia general de la imagen. Prestar atención a cualquier no uniformidad o artefacto especialmente en las transiciones blanco-negro y negro-blanco. Verificar que las rampas aparecen continuas sin artefactos de contorno.

3. Luminancia, reflexión y ruido: Verificar que los 16 objetos de luminancia son distinguibles y que los objetos de bajo contraste del 5% y 95% son visibles. Evaluar la apariencia de las letras de bajo contraste y confirmar la visibilidad de los cuadrados de las esquinas de todos los objetos de luminancia.
4. Resolución: Evaluar la apariencia de los objetos *CX* en el centro y en las esquinas puntuándolos según la referencia. Las puntuaciones deberían ser inferiores a 5 en los primarios e inferiores a 7 en los secundarios. Verificar también la visibilidad de los maniquís de pares de líneas a la frecuencia de Nyquist en el centro y en las esquinas del maniquí.

Cualquier desviación deberá ser notificada al físico médico responsable del control de calidad de los monitores de la instalación. Se realizará una evaluación más detallada que se verá complementada, en caso de ser necesario, por la correspondiente acción correctora del problema.

#### 4.2.2. Control de Calidad Mensual/Trimestral

Las inspecciones mensuales o trimestrales son más completas que las diarias. No obstante se basan en comprobaciones menos costosas en tiempo que las pruebas de aceptación. Los procedimientos que serán realizados por un físico médico o por un *TER* durarán alrededor de 20 minutos. Se recomienda una frecuencia inicial mensual. Una vez verificada la estabilidad del sistema los test se pueden llevar a cabo con una frecuencia menor (bimensual o trimestral).

Antes de comenzar las pruebas se deben realizar una serie de pasos preparatorios, incluyendo la medida y posible reajuste del nivel de luz ambiente como se indicó en los métodos de pruebas de aceptación. Los resultados de las pruebas de aceptación y de las inspecciones previas deberán estar disponibles como referencia.

La distorsión geométrica se evalúa visualmente mediante inspección de las líneas rectas del maniquí TG18-QC. Las líneas deberán aparecer rectas con igual longitud en las direcciones perpendiculares. La evaluación de los efectos de la luz ambiente y de la reflexión, también es visual. La reflexión especular deberá ser lo suficientemente baja como para que los objetos blancos (como las batas) no sean visibles en el monitor cuando éste esté apagado o hibernando. La evaluación visual de la reflexión difusa se basa en la visibilidad de los objetos de bajo contraste sobre fondo oscuro incluidos en el maniquí TG18-AD. El maniquí consta de patrones de líneas de bajo contraste a la mitad de la frecuencia de Nyquist incrustados en un fondo negro. El resultado de la evaluación debería ser el mismo independientemente de la existencia o no de luz ambiente.

Para la respuesta en luminancia se recomienda llevar a cabo el método cuantitativo descrito en las pruebas de aceptación. No obstante este test también se

puede llevar a cabo visualmente mediante la evaluación de la visibilidad de las esquinas de bajo contraste incluidas en los objetos para la evaluación de la luminancia del TG18-QC. Todos los objetos deben ser distinguibles. La uniformidad de la luminancia también puede realizarse cuantitativamente o cualitativamente mediante la evaluación visual de la uniformidad del brillo de los maniqués TG18-UNL. Por último la evaluación de la resolución se realiza inspeccionando los objetos *CX* de los maniqués TG18-QC ó TG18-CX. Ruido, velo luminoso y uniformidad del color no se evalúan en las pruebas de calidad mensuales/trimestrales.

Los resultados de cada una de las evaluaciones se compararán con los de las inspecciones previas, test de aceptación y criterios de aceptación. Una desviación significativa deberá ser seguida de una investigación más minuciosa y de la correspondiente acción correctora.

#### 4.2.3. Control de Calidad anual

Es necesario llevar a cabo una inspección anual de los sistemas para realizar una comparación a fondo con los resultados de las pruebas de aceptación. Según esto las pruebas anuales son prácticamente idénticas a las pruebas de aceptación. De nuevo una desviación significativa deberá verse correspondida por la acción correctora adecuada.

### 4.3. Recomendaciones de Calidad de Imagen de Monitores para Mamografía del Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology).

El *ACR* ha puesto en marcha, recientemente, una iniciativa en términos de calidad de imagen para monitores de diagnóstico en mamografía publicado en el ejemplar de agosto de 2006 del "Journal of the American College of Radiology". [54]. Esta referencia presenta explícitamente los más importantes parámetros de los monitores recomendados para mamografía.

Como específicos de los monitores de mamografía la *ACR* ha establecido los siguientes valores:

#### 4.3.1. Luminancia del monitor

El cociente  $L_{max} / L_{min}$  de un maniqué de mamografía deberá estar entre 250 y 650 (incluyendo la luz ambiente). Dado que siempre hay un nivel mínimo de  $L_{amb}$  el rango necesario de cocientes de luminancias exige a menudo que la luminancia máxima sea como mínimo de 250 cd/m<sup>2</sup> pero idealmente deberá superar las 450 cd/m<sup>2</sup> (hay pocos datos para valores superiores a 450 cd/m<sup>2</sup>) [45].

#### 4.3.2. Profundidad de Bits

Es necesaria una resolución mínima de 8 Bits para evitar la presencia de artefactos de contorno o de pérdida de contraste. Es mejor, sin embargo, tener profundidades de Bits superiores, 9 ó 10, para los cocientes de luminancia más altos. Por lo general a mayor cociente de luminancia se hace necesaria mayor profundidad de Bits. Esto puede ser de especial importancia en mamografía si lo comparamos con otras áreas del cuerpo, a causa de los sutiles cambios de gris que aparecen en la representación del tejido blando de la mama.

#### 4.3.3. Resolución espacial

La resolución de un monitor de mamografía deberá posibilitar la discriminación de los pequeños patrones espaciales asociados a cáncer de mama sin utilizar una magnificación excesiva. Siguiendo las recomendaciones del TG18 de la AAPM, la función de transferencia de modulación a la frecuencia de Nyquist deberá ser superior al 35%.

#### 4.3.4. Ruido

El ruido del monitor hace referencia a las fluctuaciones de luminancia (espaciales o temporales) añadidas a la imagen por el sistema de visualización. En mamografía digital, el ruido promedio está en torno al 2%-2.5% (suponiendo una  $SNR$  ideal de  $46.052 \text{ mm}^{-2} \text{ mR}^{-1}$ , exposición promedio en el detector de 10 mR por mama,  $DQE$  de 0.7 a la frecuencia 0 y un tamaño de píxel de entre 0.07 y 0.1 mm.) [56].

El  $NEQ$  se ve influido por las etapas de adquisición y procesado de la imagen y por lo tanto puede ser apropiado medirlo en ambos pasos. La medida del  $NEQ$  exige la determinación de la  $MTF$  y del espectro de potencia del ruido y debe relacionarse con la dosis utilizada para adquirir la imagen.

El fósforo de la superficie del  $CRT$ , es una fuente adicional de ruido. El ruido espacial como el ruido del fósforo o ruido estructurado se suma al nivel de ruido cuántico ya presente en la mamografía. Esto puede afectar a la detectabilidad de las lesiones de bajo contraste. Considerar un monitor que no añada más de una tercera parte del ruido total de una mamografía típica, limita el ruido relativo del monitor, a un valor entre el 0.6% y el 0.8%. Utilizando el modelo de Rose con un umbral de  $SNR$  de 3, este nivel de ruido se corresponde a un umbral de contraste de entre 0.02 y 0.03 mm. en términos de producto diámetro-contraste [57].

#### 4.3.5. Velo luminoso

El velo luminoso de un monitor es un fenómeno de dispersión de luz que reduce el contraste en las regiones oscuras de la imagen, rodeadas por un contorno brillante. Ni la respuesta en luminancia ni la  $MTF$  del monitor reflejan el velo luminoso. Para un monitor de mamografía el velo luminoso se describe en términos del cociente de velo que deberá ser superior a 250 [45].

#### 4.3.6. Reflexión

La reflexión de la luz ambiente por el monitor, puede afectar significativamente al contraste de la mamografía. Para minimizar el impacto la calibración del monitor en escala de grises deberá tener en cuenta la reflexión de la luz ambiente. Consecuentemente y bajo ninguna circunstancia la luminancia mínima intrínseca del monitor  $L_{min}$  deberá ser menor que  $L_{amb}$ . Para asegurar la calidad  $L_{min}$  deberá ser como mínimo 2.5 veces  $L_{amb}$ .

## 5. Conclusión

El uso creciente de los procedimientos de calibración y de control de calidad no está restringido únicamente a radiología si no que se aplican a otras especialidades como telemedicina y patología. Se prevén tareas de calibración y estandarización en áreas de función del monitor y fidelidad del color. La atención a la calibración del color se genera por la aparición reciente de monitores de color en los mercados médico y comercial [58].

Hoy por hoy, desde la introducción de muchas modalidades de imagen digital que permiten llevar a cabo procedimientos cuantitativos, es virtualmente imposible poner en marcha un departamento de radiología sin un programa de control de calidad adecuado.

## 6. Referencias

- [1] BUSHBERG J.T., SEIBERT J.A., LEIDHOLDT E.M., BOONE J.M., (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second edition, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, Philadelphia, Hong Kong.
- [2] SIEGEL, E.L. KRUPINSKI, E.A., SAMEI, E., FLYNN, M., ANDRIOLE, K., ERICKSON, B., THOMAS, J. BADANO, A. SEIBERT, J.A., PISANO, E.D. (2006). Digital Mammography Image Quality: Image Display. *J Am Coll Radiol*, 3:615-627.

- [3] SIEGEL, E.L, REINER, B.I. (2001). The effect of monitor image quality on the softcopy interpretation of chest CR images. *Proc SPIE*; 4323:42-6.
- [4] THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. (1996). ICRU report 54, medical imaging the assessment of image quality. Bethesda, Md: *International Commission on Radiation Units and Measurements*.
- [5] KRUPINSKI, E.A. (2002). Medical Image Perception: Influence of Monitor Quality on Observer Performance. Chapter 12 of Reiner,B.I., Siegel, E.L., Carrino, J.A. Editors: *Quality Assurance: Meeting the Challenge in the Digital Medical Enterprise*. SCAR University Primer 3; *SCAR: Society for Computer Applications in Radiology*.
- [6] SAMEI, E. (2005). AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Technological and Psychophysical Considerations for Digital Mammographic Displays. *RadioGraphics*, Vol 25:491-501.
- [7] KRUPINSKI, E.A., ROEHRIG, H. (2002). Pulmonary nodule detection and visual search: P45 and P104 monochrome versus color monitor displays. *Acad Radiol*, 9:638-45.
- [8] SAUNDERS, R.S., SAMEI, E. (2006). Resolution and noise measurements of selected commercial medical displays. *Med Phys* 33, 308–319.
- [9] BARRETT, H.H. (1990). Objective assessment of image quality I: effects of quantum noise and object variability. *J. Opt. Soc. Am. A*/Vol. 7, No. 7/July 1990, 1266-1278.
- [10] BARRETT, H.H., DENNY, J.L., WAGNER, R.F., MYERS, K.J. (1995). Objective assessment of image quality.II. Fisher information, Fourier crosstalk, and figures of merit for task performance *J. Opt. Soc. Am. A*/ Vol. 12, No. 5/May 1995, 834-852.
- [11] BARRETT, H.H., ABBEY, C.K., CLARKSON, E. (1998). Objective assessment of image quality. III. ROC metrics, ideal observers, and likelihood-generating functions; *J. Opt. Soc. Am. A*/ Vol. 15, No. 6/June 1998, 1520-1535.
- [12] ROSE, A. (1948). The sensitivity performance of the human eye on the absolute scale. *J Opt Soc Am* 1948;38:196-208.
- [13] BURGESS, A.E. (1999). The Rose model, revisited. *J. Opt. Soc. Am. A* Vol. 16, No. 3/March 1999; 633-646
- [14] CUNNINGHAM, I.A., SHAW, R., (1999). Signal-to-noise optimization of medical imaging systems; *J. Opt. Soc. Am. A* 1; Vol. 16, No. 3/March 1999/ pp. 621-632.

- [15] GANDHI, K.A., FAN, J., ROEHRIG, H., SUNDARESHAN, M.K., KRUPINSKI, E.A. (2005). The effect of spatial noise of *LCD* displays on the detection capabilities of the human observer. *Proceedings SPIE Vol 5923*, o0-1- o0-10.
- [16] DIGITAL IMAGING AND COMMUNICATIONS IN MEDICINE (DICOM) (2000). Part 14: grayscale standard display function. NEMA PS 3.14. Rosslyn, Va: National Electrical Manufacturers Association.
- [17] BARTEN, P.G. (1992). Physical model for the contrast sensitivity of the human eye. *Proc SPIE*, 1666: 57–72.
- [18] BARTEN, P.G.J. (1999). Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality. Bellingham, Wash: *SPIE Optical Engineering Press*.
- [19] PARR, L.F., ANDERSON, A.L., GLENNON, B.K., FETHERSTON, P. (2001). Quality-control issues on high-resolution diagnostic monitors. *J Digit Imaging*; 14:22-26.
- [20] SIEGEL, E.L., REINER, B.I., HOOPER, F., SEVERANCE, S., BROWER, S. (2001). The effect of monitor image quality on the soft-copy interpretation of chest *CR* images. *Proc. SPIE*; 4323:42-46.
- [21] ENG, J., MYSKO, W.K., WELLER, G.E., ET AL. (2000). Interpretation of Emergency Department radiographs: a comparison of emergency medicine physicians with radiologists, residents with faculty, and film with digital display. *AJR Am J Roentgenol*; 175:1233-1238.
- [22] SCOTT, W.W., JR., BLUEMKE, D.A., MYSKO, W.K., ET AL. (1995). Interpretation of emergency department radiographs by radiologists and emergency medicine physicians: teleradiology workstation versus radiograph readings. *Radiology*; 195:223-229.
- [23] SCOTT, W.W., JR., ROSENBAUM, J.E., ACKERMAN, S.J., ET AL. (1993). Subtle orthopedic fractures: teleradiology workstation versus film interpretation. *Radiology*, 187:811-815.
- [24] FLYNN, M.J., KANICKI, J., BADANO, A., EYLER, W.R. (1999). High-fidelity electronic display of digital radiographs. *Radiographics*, 19:1653-1669.
- [25] SMPTE-RP133. (1991). Specifications for Medical Diagnostic Imaging Test Pattern for Television Monitors and Hardcopy Recording Cameras. In. White Plains, NY: Society of Motion Picture & Television Engineers (SMPTE).
- [26] NEMA-EP3.14. (2000). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Display Standard Function. In. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association.

- [27] DIN-6868-57. (2001). Image quality assurance in x-ray diagnostics, Acceptance testing for image display devices. The German Standards Institution, Deutsches Institut für Normung e.V.
- [28] VESA-FFDM. (2001). Flat Panel Display Measurements Standard (FPDM). In. Milpitas, CA: Video Electronics Standards Association.
- [29] SAMEI, E., BADANO, A., CHAKRABORTY, D., COMPTON, K., CORNELIUS, C., CORRIGAN, K., FLYNN, M.J., HEMMINGER, B., HANGIANDREOU, N., JOHNSON, J., MOXLEY, M., PAVLICEK, W., ROEHRIG, H., RUTZ, L., SHEPARD, J., UZENOFF, R., WANG, J., WILLIS, C. (2005). "Assessment of display performance for medical imaging systems, *Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2005), AAPM on-line Report No. 03.* Downloadable from [www.duke.edu/~samei](http://www.duke.edu/~samei)
- [30] BARTEN, P.G.J. (1992). Physical model for the contrast sensitivity of the human eye. *Proc. SPIE*; 1666:57-72.
- [31] BARTEN, P.G.J. (1999). Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality. Bellingham, WA: *SPIE Optical Engineering Press*.
- [32] SAMEI, E., FLYNN, M.J. (2001). A method for in-field evaluation of the modulation transfer function of electronic display devices. *Proc. SPIE*; 4319:599-607.
- [33] KOHM, K.S., CAMERON, A.W., VAN METTER, R.L. (2001). Visual CRT sharpness estimation using a fiducial marker set. *Proc. SPIE*; 4319:286-297.
- [34] HANGIANDREOU, N.J., FETTERLY, K.A., FELMLEE, J.P. (1999). Optimization of a contrast-detail-based method for electronic image display quality evaluation. *J Digit Imaging*; 12:60-67.
- [35] CIE. Colorimetry. In. Vienna: Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), 1986.
- [36] ROEHRIG, H., GASKILL, J., FAN, J., MARTIN, C.H., GREIVENKAMP, J., SAMEI, E. (2006). In-field evaluation of the modulation transfer function and the signal-to-noise ratio of electronic-display devices. *Journal of the Society For Information Display*, Vol. 14, No. 10, 847-860.
- [37] SAMEI, E., CLELAND, E. ROEHRIG, H. (2006). In-field assessment of display resolution and noise: Performance evaluation of a commercial measurement system. *Journal of the Society For Information Display*, Vol. 14, No. 10, 839-845.
- [38] [www.acr.org](http://www.acr.org)

- [39] ROEHRIG, H., (2000). The Monochrome Cathode Ray Tube Display and its Performance; vol. 3., Chapter 4 of Yongmin Kim and Steven C. Horii, eds, "Display and PACS"; in Jacob Beutel, Harold L. Kundel and Richard L. Van Metter, eds, "Handbook of Medical Imaging", SPIE Press, Bellingham, WA, June 2000.
- [40] Roehrig, H., Fan, J., Chawla, A. Gandhi, K. The liquid crystal display LCD for medical imaging in comparison with the cathode ray tube display (CRT); SPIE Vol. 4786
- [41] SMPTE-RP133. (1991). Specifications for Medical Diagnostic Imaging Test Pattern for Television Monitors and Hardcopy Recording Cameras. In. White Plains, NY: Society of Motion Picture & Television Engineers (SMPTE).
- [42] GRAY, J.E., WINKLER, N.T. STEARS, J. AND FRANK, E.D. (1983). Quality Control in Diagnostic Imaging. A Quality Control Cookbook. University Park Press. International Publishers in Science, Medicine and Education. Baltimore, MD.
- [43] DIGITAL IMAGING AND COMMUNICATIONS IN MEDICINE (DICOM) (2000). part 14: grayscale standard display function. NEMA PS 3.14. Rosslyn, Va: National Electrical Manufacturers Association, ; <http://medical.nema.org>
- [44] BARTEN PG. (1992). Physical model for the contrast sensitivity of the human eye. *Proc SPIE*, 1666: 57–72.
- [45] SAMEI, E., BADANO, A., CHAKRABORTY, D., COMPTON, K., CORNELIUS, C., CORRIGAN, K., FLYNN, M.J., HEMMINGER, B., HANGIANDREOU, N., JOHNSON, J., MOXLEY, M., PAVLICEK, W., ROEHRIG, H., RUTZ, L., SHEPARD, J., UZENOFF, R., WANG, J., WILLIS, C. (2005). Assessment of display performance for medical imaging systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, (*Medical Physics Publishing*, Madison, WI, 2005), AAPM on-line Report No. 03. Downloadable from [www.duke.edu/~samei](http://www.duke.edu/~samei)
- [46] Image quality assurance in x-ray diagnostics, acceptance testing for image display devices. DIN-6868-57. Berlin, Germany: Deutsches Institut fuer Normung, 2001.
- [47] VIDEO ELECTRONICS STANDARDS ASSOCIATION. FLAT PANEL DISPLAY MEASUREMENTS STANDARD (FPDM): version 1.0. Milpitas, Calif: Video Electronics Standards Association, 1998.
- [48] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. (1992). Ergonomic requirements for office work with visual display terminals: part 3: visual display requirements (ISO 9241-3). Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization.

- [49] THE IEC (International Electrotechnical Commission) IEC <http://www.iec.org> [32].
- [50] THE JAPAN INDUSTRIES ASSOCIATION OF RADIOLOGICAL SYSTEM JESRAX-0093-2005.
- [51] ROHRIG, H., CHAWLA, A., KRUPINSKI, E.A., FAN, J., GANDHI, K. (2003). Why should you calibrate your Display? *Proceedings SPIE* Vol. 5199, 181-192.
- [52] SAMEI, E. (2002). New Developments in Display Quality Control. Chapter 7 of Reiner, B.I., Siegel, E.L., Carrino, J.A. Editors: Quality Assurance: Meeting the Challenge in the Digital Medical Enterprise. SCAR University Primer 3; SCAR: Society for Computer Applications in Radiology.
- [53] PISANO, E.D.: (2006). Digital Mammography: What Next? *J Am Coll Radiol*; 3:583-585
- [54] SIEGEL, E.L. KRUPINSKI, E.A., SAMEI, E., FLYNN, M., ANDRIOLE, K., ERICKSON, B., THOMAS, J. BADANO, A. SEIBERT, J.A., PISANO, E.D.(2006). Digital Mammography Image Quality: Image Display. *J Am Coll Radiol*; 3:615-627.
- [55] WILLIAMS, M.B., YAFFE, M.J., MAIDMENT, A.D.A., MARTIN, M.C., SEIBERT, J.A., PISANO, E.D.: "IMAGE QUALITY IN DIGITAL MAMMOGRAPHY: IMAGE ACQUISITION" *J AM COLL RADIOL* 2006;3:589-60
- [56] SAMEI E. (2005). AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technological and psychophysical consideration for digital mammographic displays. *Radio-Graphics*; 25:491-501.
- [57] ROSE, A. (1948) The sensitivity performance of the human eye on the absolute scale. *J Opt Soc Am*; 38:196-208.
- [58] SIIM-2009 Final Program. Learning Track 3, Applied Learning. Educational Demonstration: Introduction to Color Calibration and Image Quality Control of Color Displays.



# Glosario



## Glosario

<i>Aliasing</i>	Artefacto de la imagen que consiste en un patrón de moiré producido por un muestreo insuficiente de la imagen. Las altas frecuencias se mezclan con las bajas dando lugar a una reconstrucción incorrecta del objeto original. Puede ser espacial y/o temporal.
<i>Análisis de Puntuación Visual:</i>	Método que permite comparar la calidad de dos imágenes en base a que el observador puntúa la visibilidad de ciertas estructuras anatómicas siguiendo unos criterios clínicos previamente establecidos.
<i>Artefacto:</i>	Irregularidad del valor de píxel en la imagen no relacionada con las propiedades del objeto. Puede estar producida por dispositivos del equipo que están dentro del haz de rayos X, suciedad sobre los detectores, electricidad estática, procesado de la imagen, manipulación de las <i>IPs</i> , etc.
<i>CAE</i>	Acronimo de control automático de exposición. Sistema que controla la cantidad de radiación que alcanza al receptor de imagen mediante el uso de sistemas de medida de la radiación.
<i>Calidad de imagen</i>	Medida de lo adecuada que resulta la imagen para un correcto diagnóstico.
<i>Calidad de radiación</i>	Característica de un haz de radiación obtenido con una filtración añadida de aluminio fija y variando el kilovoltaje hasta conseguir una capa hemirreductora especificada en CEI 61267:1994.
<i>CCD</i>	Acronimo de "Charge Coupled Device"
<i>CEI</i>	Acronimo de <i>Comisión Electrotécnica Internacional</i> .
<i>CMOS</i>	Acronimo "Complementary Metal Oxide Semiconductor"
<i>CNR</i>	Acronimo de relación " <i>Contrast to Noise Ratio</i> ". Ver razón contraste -ruido.
<i>Cociente contraste ruido</i>	Ver razón contraste-ruido.

<i>Colimación</i>	Dispositivo que limita la incidencia del haz de radiación mediante la interposición de materiales absorbentes de la radiación.
<i>Contraste de Michelson</i>	También definido como modulación. Para una magnitud $L$ $\text{Modulación} = (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min})$
<i>Contraste umbral</i>	Contraste de la imagen de un patrón simple que produce una respuesta arbitraria pero definida en el observador. Habitualmente se elige como valor de respuesta el punto medio entre la probabilidad de acertar por azar y 1, aunque hay artículos en los que se escoge un valor fijo sin tener en cuenta el nivel base (en este caso, se toma, a menudo, el valor correspondiente al 75% de aciertos).
<i>Contraste Weber</i>	Contraste definido para una magnitud $L$ como $C = (L_{max} - L_{min}) / L_{min}$
<i>CR</i>	Acónimo de <i>Computed Radiography</i> . Véase Radiografía Computarizada.
<i>CRT</i>	Acónimo del inglés " <i>Cathodic Rays Tube</i> ". Tubo de rayos catódicos.
<i>cuantización</i>	Sustitución del valor real de una señal continua por uno redondeado con una determinada precisión dada por la profundidad de bits.
<i>Curva característica del detector</i>	Gráfica que representa los valores de pixel de un receptor de imagen frente a Kerma en aire a la entrada de dicho receptor de imagen para una región de interés de dimensiones definidas. A la ecuación asociada se le denomina ecuación de transferencia del sistema
<i>Curva TCDD</i>	Acónimo de <i>Threshold Contrast Detail Detectability</i> . Véase Curva umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.
<i>Curva umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle</i>	Gráfica que representa el contraste que necesita tener un objeto patrón para poder detectarlo en función de su tamaño.
<i>Curvas Operativas Características del Receptor (ROC)</i>	Gráfica que representa la sensibilidad frente a (1-especificidad) conforme se varía el umbral del criterio de decisión del observador. Proporciona una medida de la probabilidad de que un observador detecte correctamente una patología en la imagen.
<i>Datos linealizados</i>	Datos originales a los que se les ha aplicado la inversa de la ecuación de transferencia del sistema .
<i>Datos originales</i>	Datos sin procesar pero a los que se les aplica correcciones por píxeles erróneos o defectuosos, de campo plano y
<i>Datos procesados</i>	Datos originales sometidos a una transformación para obtener la imagen sobre la que se realiza el diagnóstico.

<i>Datos sin procesar</i>	Valores de píxel leídos directamente después de la conversión analógica-digital del detector de rayos X sin correcciones de software
<i>DDL</i>	Acrónimo del inglés "Digital Driving Level". Valor digital de entrada a un sistema de visualización.
<i>Del</i>	Cada una de las unidades elementales que componen el detector en sistemas de paneles planos
<i>Densidad óptica (DO)</i>	$D.O. = \log\left(\frac{I_0}{I}\right)$ <p>donde <math>I_0</math> es la intensidad de la luz incidente en la película e <math>I</math> la intensidad de la luz transmitida por ella.</p>
<i>Detector de panel plano</i>	Denominación que recibe un tipo de detector utilizado en radiología digital debido a su forma y tamaño.
<i>Detector digital</i>	Detector de radiología que proporciona una imagen digital. Aunque el detector es sólo una parte del sistema de adquisición de la imagen, para el control de calidad resulta práctico considerar como detector la carcasa de protección y todos aquellos elementos no desmontables fácilmente (tablero mesa/bucky, cámaras del exposímetro automático, etc.).
<i>DICOM</i>	Acrónimo de la norma NEMA <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> que establece el formato que han de tener las imágenes médicas al objeto de que exista compatibilidad entre los distintos sistemas de obtención, visualización e impresión de imágenes
<i>Dirección fastscan</i>	Dirección de lectura del láser en un <i>CR</i> .
<i>Dirección scan</i>	Véase Dirección fastscan
<i>Dirección slowscan</i>	Dirección de desplazamiento de la <i>IP</i> en un <i>CR</i> .
<i>Dirección subscan</i>	Véase Dirección slowscan
<i>DQE</i>	Acrónimo de <i>Detective Quantum Efficiency</i> . Véase Eficiencia Cuántica de Detección.
<i>DR</i>	Acrónimo de "Digital Radiography"
<i>Efecto anódico</i>	Efecto producido porque parte del haz de rayos X atraviesa en su recorrido de salida parte del ánodo.
<i>Efecto de retardo</i>	Influencia de una imagen previa sobre la actual
<i>Efecto talón o tacón:</i>	Ver efecto anódico.

<i>Eficiencia Cuántica de Detección</i>	Cociente entre los cuadrados de las razones señal-ruido a la salida y a la entrada del receptor de imagen expresado en función de la frecuencia espacial.
<i>Ergódico</i>	Aquel sistema en que los valores esperados se pueden determinar equivalentemente por promedios del conjunto o por promedio espacial.
<i>ESF</i>	Acrónimo de <i>Edge Spread Function</i> . Véase Función de Dispersión de Borde.
<i>Especificidad</i>	Probabilidad de identificar correctamente un verdadero negativo.
<i>Espectro de Potencia de Ruido</i>	Módulo de la transformada de Fourier de la función de autocovarianza del ruido expresado como una función de frecuencias espaciales.
<i>Espectro de Potencia de Ruido Normalizado</i>	NPS dividido por el cuadrado del valor de kerma en aire en la superficie de entrada del detector.
<i>Espectro de Wiener</i>	Véase Espectro de Potencia de Ruido.
<i>Factor de llenado</i>	Fracción del área del pixel sensible a la radiación.
<i>Falso negativo</i>	Elección de la hipótesis nula siendo cierta la hipótesis alternativa.
<i>Falso positivo</i>	Rechazo de la hipótesis nula cuando en realidad es cierta.
<i>Fast scan</i>	Dirección de barrido rápido. Por lo general en un sistema digital dirección de rastreo o medida vertical.
<i>FET</i>	Acrónimo de <i>Field Effect Transistor</i>
<i>FFP</i>	Fracción de falsos positivos (Ver curva ROC)
<i>Filtración.</i>	Cantidad de material interpuesto a la salida del haz. Se especifica indicando material y espesor o en equivalencia a espesor de un material determinado.
<i>Filtro de paso alto</i>	Es un tipo de filtro electrónico en cuya respuesta en frecuencia se atenúan las componentes de baja frecuencia pero no las de alta frecuencia, éstas incluso pueden amplificarse en los filtros activos.
<i>Flat Field</i>	Matriz corregida por ganancia relativa de cada uno de los elementos que la forman.
<i>Fluencia de fotón</i>	Número medio de fotones por unidad de área

<i>Fluencia Equivalente en Ruido</i>	Fluencia que daría en un detector ideal la misma <i>SNR</i> que la medida en el detector bajo estudio.
<i>Frecuencia de Nyquist</i>	Máxima frecuencia espacial del objeto que el sistema de imagen digital puede reproducir correctamente. Corresponde a $1/2p$ siendo $p$ el espaciado del muestreo.
<i>Frecuencia espacial</i>	Inversa del periodo de un fenómeno espacial repetitivo. Tiene dimensiones de inversa de longitud
<i>FROC</i>	
<i>Función de conversión</i>	Véase Curva característica del detector.
<i>Función de Dispersión de Borde</i>	Distribución de los valores de píxel a lo largo de un eje perpendicular a la imagen de un borde radio-opaco.
<i>Función de Dispersión de Línea</i>	Distribución de los valores de píxel a lo largo de un eje perpendicular a la imagen de una rendija (cámara de ranura, UNE 20-666-90: 1990).
<i>Función de Dispersión de Punto</i>	Distribución de los valores de píxel en la imagen de un orificio puntual (cámara de micro-orificio, UNE 20-666-90: 1990).
<i>Función de Transferencia de Modulación</i>	Módulo de la función de transferencia óptica del sistema, generalmente compleja, expresado como una función de frecuencias espaciales. (def. literal de IEC 62220-1) Es una medida de la reducción del contraste asociado al objeto en el proceso de formación de la imagen sobre todo el espectro de frecuencias espaciales. (def. del Protocolo de Control de Calidad)
<i>Función de Transferencia de Modulación de pre-muestreo</i>	Función de transferencia de modulación de la parte analógica del sistema previa al muestreo espacial.
<i>Función psicométrica</i>	Función que describe la dependencia de la respuesta de un observador con alguna magnitud física del estímulo, por ejemplo, la relación entre el contraste de un estímulo visual y la habilidad de un observador para detectarlo.
<i>FVP</i>	Acrónimo de Fracción de Verdaderos Positivos.
<i>Ganancia</i>	Razón entre los valores de salida y entrada de una misma magnitud (razón adimensional) o dos magnitudes diferentes que caracteriza la amplificación de señal de un sistema.

<i>GSDF</i>	Acrónimo de “Gray-scale Stándar Display Function”. Función para la visualización estándar de la escala de grises. Cuando dos sistemas de visualización se han calibrado según la GSDF, las imágenes tienen un aspecto semejante.
<i>Histograma</i>	Representación gráfica de una variable en forma de barras. En radiología digital representación de la abundancia o frecuencia de cada intervalo arbitrario de valores de gris.
<i>Imagen analógica</i>	Representación continua del patrón de fluencia que incide sobre la superficie del detector.
<i>Imagen DICOM</i>	Imagen en un formato aceptado por la norma DICOM
<i>Imagen digital</i>	Representación del patrón de fluencia después de un muestreo espacial y una cuantización de los valores de intensidad.
<i>Imaging Plate</i>	Término inglés con el que designa a las placas de radiografía computarizada. (def. literal del borrador de CC en mamó)
<i>Indicador de dosis</i>	Parámetro que permite una estimación del kerma en aire a la entrada del receptor de imagen mediante el empleo de una expresión bien definida. En la actualidad se ha definido como indicador de dosis el índice de exposición (EI, Exposure Index) IEC 62494.
<i>Indicador de exposición</i>	EI, Exposure Index definido como $EI=100 \cdot K_a$ donde $K_a$ es el Kerma en aire a la entrada del receptor para una calidad de haz de radiación definida (RQA5) (IEC 62494).
<i>Índice de detectabilidad</i>	Transformación matemática de la proporción de respuestas correctas en un experimento MAFC, o del área bajo la curva ROC, para conseguir que cambios iguales en <i>SNR</i> produzcan cambios aproximadamente iguales en la detectabilidad.
<i>IP</i>	Acrónimo de <i>Imaging Plate</i> . Véase <i>Imaging Plate</i> .
<i>JND</i>	Acrónimo de Just Noticeable Difference. Véase mínima diferencia detectable
<i>Kerma en aire</i>	kerma medido en aire sin retrodispersión en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado
<i>Kernel</i>	Núcleo de convolución o matriz de convolución
<i>Latitud</i>	Rango de exposiciones sobre el que la película responde dentro de la gama de grises útil para el diagnóstico.
<i>LCD</i>	Acrónimo de Liquid Cristal Display

<i>LSF</i>	Acrónimo de <i>Line Spread Function</i> . Véase Función de Dispersión de Línea.
<i>LUT</i>	Acrónimo de "Look-up table". Ver tabla de visualización
<i>MAFC</i>	Acrónimo de elección forzada de alternativa múltiple
<i>Maniquí</i>	Objeto que se comporta esencialmente en la misma manera que el tejido humano en relación a la absorción y difusión del haz de radiación.
<i>Maniquí de calidad de imagen</i>	Maniquí diseñado especialmente para evaluar la calidad de la imagen. Contiene objetos de ensayo que permiten una valoración objetiva y/o subjetiva de la misma.
<i>Métodos psicofísicos</i>	Diseño de los experimentos psicofísicos que buscan determinar si el sujeto puede detectar un estímulo, identificarlo o diferenciarlo de otro y describir la magnitud o naturaleza de esta diferencia.
<i>Métrica:</i>	Conjunto de medidas para evaluar una característica (por ejemplo, la calidad de imagen) de un detector de rayos X.
<i>MHRA</i>	Acrónimo de "Medicines and Healthcare products Regulatory Agency".
<i>Mínima diferencia detectable</i>	Mínimo cambio de luminancia que provoca un cambio en el contraste percibido por un observador
<i>Modelos de observador</i>	Modelos matemáticos sobre los mecanismos que utiliza un sujeto para diferenciar entre la señal y el ruido de fondo.
<i>MTF</i>	Acrónimo de <i>Modulation Transfer Function</i> . Véase Función de Transferencia de Modulación.
<i>MTFpre</i>	Acrónimo de <i>Presampling Modulation Transfer Function</i> . Véase Función de Transferencia de Modulación de pre-muestreo.
<i>Muestreo de una señal</i>	Proceso por el que se convierte una señal continua en discreta. La función continua que representa la señal se sustituye por su valor en puntos discretos. Puede ser muestreo espacial y/o temporal.
<i>MUSICA</i>	Acrónimo de "Multi Scale Image Contrast Amplification"
<i>Nemática</i>	Fase del cristal líquido en la que los centros de masas de las moléculas están colocados como en un líquido (sin orden de largo alcance) y al menos uno de los ejes principales de las moléculas apunta, en promedio, a lo largo de una determinada dirección (llamada director)
<i>NEQ</i>	Acrónimo de <i>Noise Equivalent Quanta</i> . Véase Fluencia Equivalente en Ruido.

<i>NNPS</i>	Acrónimo de <i>Normalized Noise Power Spectrum</i> . Véase Espectro de Potencia de Ruido Normalizado.
<i>NPS</i>	Acrónimo de <i>Noise Power Spectrum</i> . Véase Espectro de Potencia de Ruido.
<i>Offset</i>	Presencia de salida en ausencia de entrada.
<i>Panel plano</i>	Denominación que recibe un tipo de detector utilizado en radiología digital debido a su forma y tamaño.
<i>Pixel</i>	Cada uno de los elementos de la matriz que constituye la imagen digital.
<i>Post-procesado</i>	Transformaciones aplicadas a la imagen para realizar determinadas características que ayuden al diagnóstico.
<i>Pre-procesado</i>	Transformaciones aplicadas a los datos originales que no incluyen las de presentación de la imagen.
<i>Procesado de la imagen</i>	Conjunto de transformaciones aplicadas a una imagen en bruto para obtener una imagen procesada
<i>P-Value</i>	Valor de presentación
<i>Profundidad de bits</i>	Niveles de cuantización expresados como $2^n$ .
<i>PSF</i>	Acrónimo de <i>Point Spread Function</i> . Véase Función de Dispersión de Punto.
<i>Psicofísica</i>	Disciplina de la psicología que investiga la relación entre un estímulo físico y su percepción.
<i>PV</i>	Acrónimo de Pixel Value. Ver valor de pixel
<i>Radiografía Computarizada</i>	Tecnología usada en radiología digital que hace uso de placas de fósforos fotoestimulables con luz láser.
<i>Radiología convencional o analógica</i>	Rama de la radiología en la que la imagen se presenta en formato analógico sobre diversos tipos de soporte como película, intensificadores de imagen, etc .
<i>Radiología digital.</i>	Rama de la radiología en la que la imagen en bruto o procesada se almacena en formato digital para su posterior presentación en formato analógico.
<i>Rango dinámico</i>	Relación entre el mayor y menor valor de kerma en aire (o exposición) para los que existe una dependencia funcional entre el VP y el kerma.
<i>Razón de sobremuestreo</i>	Cociente entre las resoluciones de la señal sobremuestreada y la señal original.

<i>Razón contraste - ruido</i>	Se calcula según la siguiente expresión para un objeto de test específico. $CNR = (VMP(\text{señal}) - VMP(\text{fondo})) / (STD(\text{señal})^2 + STD(\text{fondo})^2)^{1/2}$
<i>RC</i>	Acrónimo de "Radiografía Computarizada"
<i>Región de Interés</i>	Zona definida en una imagen que presenta un interés especial por alguna causa concreta.
<i>Relación Señal-Ruido</i>	Cociente entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma. Para una ROI específica se puede calcular según: $SNR = (VMP - Voffset) / STD$
<i>Resolución espacial</i>	Capacidad de un sistema de formación de imagen para resolver dos estructuras muy próximas entre sí.
<i>ROC</i>	Acrónimo de <i>Receiver Operating Characteristics</i> . Véase Curvas Operativas Características del Receptor.
<i>ROI</i>	Acrónimo de <i>Region Of Interest</i> . Véase Región de Interés.
<i>RQA</i>	Acrónimo de <i>Radiation Quality Aluminium</i> . Define la calidad de un haz mediante el valor en mm de aluminio de su capa hemirreductora
<i>Ruido</i>	Fluctuaciones del valor esperado de un proceso estocástico.
<i>SAL</i>	Acrónimo de "Scan Average Level". Valor de pixel de la imagen en bruto que en determinadas condiciones de exposición es una función de Dosis y Speed Class en los lectores de CR de AGFA.
<i>Segmentación</i>	Partición de una imagen digital en diversas regiones en función de un criterio determinado. Su objetivo es por lo general detectar objetos de interés.
<i>Sensibilidad de contraste</i>	Capacidad del sistema para mostrar diferencias mínimas de contraste.
<i>Sistemas dinámicos</i>	Sistemas radiológicos de adquisición de la imagen que varía temporalmente.
<i>Slow scan.</i>	Dirección de barrido lento. Por lo general en un sistema digital dirección de rastreo o medida vertical
<i>SNR</i>	Acrónimo de <i>Signal-to-Noise Ratio</i> . Véase Relación Señal-Ruido.
<i>Sobreexposición</i>	Exposición del detector de imagen excesiva.
<i>Sobremuestreo</i>	Muestreo de una señal con una frecuencia de muestreo superior a 2 veces la frecuencia Nyquist. Para una imagen existen técnicas de sobremuestreo que permiten obtener funciones unidimensionales muestreadas a una resolución mayor que el espaciado entre píxeles a partir de la información bidimensional.

<i>STP</i>	Acrónimo de “System Transfer Properties” propiedades de transferencia del sistema. Ecuación que relaciona la dosis con el valor de píxel en un sistema digital.
<i>Subexposición</i>	Exposición del detector de imagen que no ha entregado la cantidad necesaria de radiación que proporciona una calidad de imagen suficiente.
<i>Tabla de visualización</i>	En inglés Look-up table. Transformación de la escala de grises que permite una mejor visualización .
<i>TCDD</i>	Acrónimo de Treshold Contrast Detail Diameter
<i>TFT</i>	Acrónimo de Thin Film Transistor
<i>Umbral de contraste</i>	Para un tamaño de detalle dado, es el mínimo contraste detectable por un sistema.
<i>Valor de píxel</i>	Valor discreto asignado a un píxel.
<i>Valor medio de píxel</i>	Promedio del valor de píxel sobre una región de interés.
<i>Valor de presentación.</i>	Valor del píxel después de aplicar una tabla de transformación o ajuste de nivel y de anchura de ventana de visualización.
<i>Velo:</i>	Fondo uniforme producido por la difusión del láser en la unidad de imagen de un <i>CR</i> .
<i>Velocidad.</i>	En radiología propiedad de la película o en general de los sistemas de detección de la radiación relacionada con la cantidad de radiación necesaria para alcanzar un valor de señal determinado.
<i>Verdadero negativo</i>	Elección de la hipótesis nula cuando ésta es cierta.
<i>Verdadero positivo</i>	Rechazo de la hipótesis nula cuando es cierta la hipótesis alternativa
<i>VGA análisis</i>	Acrónimo de <i>Visual Grading Análisis</i> . Véase Análisis de Puntuación Visual.
<i>VMP</i>	Acrónimo de <i>Valor Medio de Píxel</i> . Véase Valor medio de píxel.
<i>VOI LUT</i>	Del inglés “Value of Interest Look - up table”. Define una transformación por lo general no lineal que transforma los valores de píxel originales en valores de píxel que proporcionan una presentación de la imagen interpretable.
<i>VP</i>	Acrónimo de <i>Valor de Píxel</i> . Véase Valor de píxel.



