



# Protocolo de control de calidad en mamografía digital



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

© Edicomplet 2008

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 la autorización por escrito del titular del Copyright.

ISBN: 978-84-87450-14-3

Depósito legal: M-13621-2008

Coordinación Técnica y Editorial



Grupo **saned**

Capitán Haya, 60. 28020 Madrid. Tel.: 91 749 95 02

Anton Fortuny, 14-16 Edif. B, 2º 2ª. 08950 Espluges de Llobregat (Barcelona). Tel.: 93 320 93 30

Fotomecánica e impresión: dgB



## PRÓLOGO

Las pruebas y tolerancias que se proponen en este protocolo han sido ensayadas durante un período de tres años aplicándolas al mayor número posible de sistemas mamográficos digitales instalados en nuestro país. Durante ese período, los fabricantes han ido introduciendo cambios en estos sistemas que en algunos casos están asociados con mejoras en la tecnología empleada y, en otros, van en la línea de superar los problemas detectados en la utilización clínica de los mamógrafos. Estos procesos de cambio han de seguir inevitablemente sucediendo y, en consecuencia, el protocolo ha de entenderse como un documento "vivo" y alimentarse con las experiencias y hallazgos de todos aquellos que lo utilicen. No hay que olvidar que el objetivo final que se persigue es garantizar que los exámenes mamográficos reúnan las altas exigencias de calidad que son necesarias tanto en el diagnóstico como en la detección precoz del cáncer de mama. Por ello, el campo de aplicación del presente protocolo serán los sistemas mamográficos digitales de utilización en diagnóstico y en detección precoz de cáncer de mama.

En la elaboración se han tenido en cuenta las pruebas y tolerancias contenidas en la parte B de la 4ª edición de las Guías Europeas dedicada a los sistemas digitales con el fin de armonizar ambos documentos. Asimismo, este protocolo es un Apéndice del *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión I* (Edicomplet, 2002).

### AUTORES

Margarita Chevalier del Rio  
Pilar Morán Penco  
Juan Jose Morant Echevarne  
Ricardo Torres Cabrera

### ASESORES EXPERTOS

Cristina Núñez de Villavicencio y Soto  
Pablo Luis Gómez Llorente  
Santiago Miquélez Alonso  
Miguel Pombar Cameán

### MIEMBROS DEL GRUPO DE MAMOGRAFÍA DIGITAL

M. Chevalier del Rio (Coordinadora), P. Gómez Llorente,  
S. Miquélez Alonso, P. Morán Penco, J. J. Morant Echevarne,  
C. Núñez de Villavicencio y Soto, M. Pombar Cameán  
y R. Torres Cabrera.

## Agradecimientos

Los autores del protocolo quieren expresar su agradecimiento a las personas, instituciones y empresas que han hecho posible ensayar las pruebas propuestas en este protocolo así como los comentarios al borrador publicado en la página web de la SEFM. En concreto nuestro reconocimiento a:

CORAL BODINEAU GIL  
ANTONIO BROSED SERRETA  
MANUEL BUADES FORNER  
ALFONSO CALZADO CANTERA  
TERESA CEPEDA  
MARIA LUISA ESPAÑA LÓPEZ  
NATIVIDAD FERRER GARCÍA  
LUIS CARLOS MARTÍNEZ GÓMEZ  
MARIA VICTORIA MARTÍN ASENSIO  
PEDRO RUIZ MANZANO  
JOSE MARÍA SASTRE AGUADO  
ESTEBAN VELASCO

*Comité Científico de la SEFM*  
*Hospital Doce de Octubre de Madrid*  
*Hospital de Fuenlabrada*  
*Instituto Palacios de Madrid*  
*Centro de Diagnóstico de Granada*  
*Corporacio Sanitaria Parc Tauli*  
*Hospital Ramón y Cajal de Madrid*  
*Hospital Clínico San Carlos de Madrid*  
*Fundación Jiménez Díaz*  
ACPRO  
AGFA  
ASIGMA  
GE  
HOLOGIC  
SECTRA  
PHILIPS  
FUJI

## INDICE

I. INTRODUCCIÓN .....	7
II. ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN: TIPOS DE DETECTORES DIGITALES EN MAMOGRAFÍA...	9
II.1. Radiografía computarizada (CR) .....	9
II.2. Sistemas digitales: detectores integrados .....	11
II.2.1. Detectores de conversión directa .....	11
II.2.2. Detectores de conversión indirecta .....	12
a) Dispositivos de carga acoplada (CCD) .....	12
b) Detectores de panel plano .....	12
II.2.3. Detectores de recuento de fotones .....	13
II.3. Propiedades de los detectores. ....	14
II.3.1. Función de respuesta. ....	14
II.3.2. Pérdida de la imagen latente .....	14
III. CONTROL AUTOMÁTICO DE LA EXPOSICIÓN (CAE) .....	15
IV. PREPROCESADO, PROCESADO Y PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN .....	16
V. CALIDAD DE LA IMAGEN .....	17
V.1. Función de transferencia de modulación (MTF), espectro de potencia del ruido (NPS) y eficiencia de detección cuántica (DQE) .....	17
VI. DOSIMETRÍA .....	18
VII. CONTROL DE CALIDAD .....	19
VII.1. Consideraciones generales. ....	19
VII.2. Pruebas de control de calidad .....	20
VII.2.1. ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN .....	28
VII.2.1.1. Rejilla .....	28
MAD001. Factor de exposición de rejilla o del sistema de rejilla .....	28
MAD002. Artefactos de la rejilla .....	29
VII.2.1.2. Control automático de exposición (CAE) .....	29
MAD003. Ajuste del CAE .....	29
MAD004. Selector de exposición: incrementos de exposición por paso .....	30
MAD005. Repetibilidad del CAE .....	30
MAD006. Reproducibilidad entre sensores del CAE .....	31
MAD007. Compensación con el espesor y la tensión .....	31
MAD008. Constancia del funcionamiento global del CAE .....	32
VII.2.1.3. Sistema de compresión .....	33
MAD009. Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión .....	33
VII.2.2. DETECTOR .....	33
MAD010. Función de respuesta .....	33
MAD011. Ruido .....	36
MAD012. Pérdida de imagen en la pared del tórax .....	36
MAD013. Diferencias de sensibilidad entre placas (Sistemas CR) .....	36
VII.2.3. HOMOGENEIDAD, ARTEFACTOS Y DISTORSIÓN DEL DETECTOR .....	37
MAD014. Linealidad espacial (Sólo CR) .....	37
MAD015. Homogeneidad del receptor de la imagen .....	37
MAD016. Constancia en la homogeneidad del receptor .....	38

MAD017. Artefactos en los CR.....	39
MAD018. Artefactos de DR.....	39
MAD019. Pérdida o desvanecimiento de la imagen latente.....	40
VII.2.4. CALIDAD DE LA IMAGEN.....	41
MAD020. Umbral de contraste.....	41
MAD021. Constancia de la calidad de la imagen.....	42
MAD022. Resolución espacial.....	43
MAD023. Distorsión geométrica.....	43
MAD024. Remanencia de la imagen.....	44
MAD025. Eficiencia de detección cuántica (DQE), función de transferencia de modulación (MTF) y espectro de potencia de ruido (NPS). ....	44
VII.2.5. DOSIMETRÍA.....	45
MAD026. Dosis glandular promedio.....	45
VII. 2. 6. PRESENTACION DE LA IMAGEN .....	46
VII.2. 6.1. MONITORES .....	47
MAD027. Inspección visual del monitor.....	47
MAD028. Iluminación ambiental .....	47
MAD029. Distorsión geométrica.....	48
MAD030. Niveles extremos de brillo o luminancia.....	48
MAD031. Curva de brillo o luminancia.....	49
MAD032. Uniformidad del brillo o luminancia .....	49
MAD033. Resolución espacial de alto y bajo contraste .....	50
MAD034. Artefactos .....	50
VII.2. 6.2. IMPRESORAS.....	50
MAD035. Inspección visual de la imagen impresa.....	51
MAD036. Distorsión geométrica.....	51
MAD037. Niveles extremos de densidad óptica.....	51
MAD038. Escala de grises.....	52
MAD039. Sensitometría.....	52
MAD040. Uniformidad de la imagen.....	53
MAD041. Resolución espacial de alto y bajo contraste.....	54
MAD042. Artefactos .....	54
BIBLIOGRAFÍA .....	55
GLOSARIO .....	57
Apéndice 1. Relación de pruebas ESENCIALES.....	60
Apéndice 2. Instrumentación para el control de calidad. ....	62
Apéndice 3. Valores típicos de la capa hemirreductora medidos para diferentes combinaciones ánodo/filtro y tensiones (CEC, 2006). ....	64
Apéndice 4. Linealización de las medidas del ROI.....	65
Apéndice 5. Constancia del funcionamiento del CAE.....	66
Apéndice 6. Valores límites de la relación contraste ruido propuestos en las Guías Europeas (CCE, 2006). ....	67
Apéndice 7. Modos de procesado o lectura de las placas de CR.....	68
Apéndice 8. Dosimetría: Valores de los coeficientes de conversión del kerma en aire en dosis glandular.....	69

## I. INTRODUCCIÓN

La imagen mamográfica constituye en la actualidad una herramienta insustituible para el diagnóstico y detección precoz del cáncer de mama. La presencia de lesiones asociadas con cánceres precoces así como su caracterización solo puede ser posible si la imagen reúne unos requisitos de calidad muy exigentes: alta resolución espacial; alto contraste y rango dinámico; bajo ruido y ausencia de artefactos. Estos requisitos van inevitablemente unidos a la necesidad de mantener los valores de dosis glandular promedio (en lo que sigue y a lo largo de todo el texto, al utilizar la palabra *dosis* nos estaremos refiriendo a la magnitud *dosis glandular promedio*) dentro de límites razonables y comparables con los asociados a los sistemas convencionales que utilizan película. Estas exigencias han supuesto un reto importante para el desarrollo tecnológico de detectores digitales específicos para mamografía y ha conducido a que su aparición en el mercado haya sido posterior a la de los dedicados a otras exploraciones radiológicas. No obstante, una vez superados los problemas iniciales, la mamografía digital está sustituyendo de forma muy rápida a los sistemas cartulina/película convencionales.

En general, los sistemas de adquisición de imagen digitales aventajan a los convencionales de cartulina-película por tener un mayor rango dinámico y por su potencial mejora del contraste. En el caso de los sistemas mamográficos, estos dos aspectos pueden compensar la limitación en resolución espacial que presentan los detectores digitales. A ello hay que añadir la ventaja que supone independizar los procesos de adquisición, procesado y visualización de la imagen que se concreta en que no es necesario un compromiso entre la latitud de la imagen adquirida y el contraste de imagen como sucede en los sistemas cartulina/película.

En los sistemas convencionales de cartulina/película es particularmente importante utilizar factores de exposición que maximicen el contraste inherente de los tejidos mamarios. En los sistemas digitales, las posibilidades de potenciar el contraste aplicando algoritmos adecuados y/o con las herramientas de visualización hace posible el uso de haces de rayos X más duros, bien seleccionando tensiones más altas o utilizando combinaciones ánodo/filtro con números atómicos más altos. Esto es particularmente importante en el caso de las mamas densas (Pisano, 2005), pudiéndose obtener reducciones notables de las dosis impartidas. En los estudios realizados hasta la fecha (Morán y col. 2005) en nuestro país se observa que, en promedio, los valores de dosis impartidos con ambos tipos de sistemas mamográficos son similares. Sin embargo, se han detectado en algunos casos incrementos de dosis importantes como consecuencia de una falta de optimización en la implantación del detector digital.

El presente protocolo de control de calidad se ha elaborado con la filosofía de que la mamografía ha de hacerse con la seguridad de que su calidad es la máxima posible. En él se detallan la frecuencia, periodicidad, tolerancias y metodología de medida de las pruebas relacionadas con los nuevos sistemas digitales. Las pruebas de control de calidad se han resumido en las Tablas 1-7 clasificadas en esenciales y complementarias siguiendo el esquema del protocolo español (*Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1* (SEFM-SEPR, 2002)). La frecuencia de las pruebas y las tolerancias que se proponen están basadas en los resultados de las medidas realizadas por el Grupo de Mamografía Digital de la Sociedad Española de Física Médica. Estas medidas se han realizado sobre diferentes tipos de mamógrafos digitales tomando como punto de partida las Guías Europeas (Parte B, 4ª edición, 2006). En la redacción del presente documento han sido considerados también los resultados obtenidos en el ensayo clínico (Digital Mammography Imaging Screening Trial) desarrollado por el Colegio Americano de Radiología (ACRIN) (Bloomquist, 2006; Yaffe, 2006) así como el protocolo de mamografía digital británico (NHSBSP, 2006). Este proceso

ha sido largo en el tiempo, pero ha posibilitado que, por un lado, se tenga un mayor conocimiento sobre la estabilidad de los sistemas y, por otro, se haya sido testigo de las modificaciones que los fabricantes han ido realizando sobre sus productos. Es importante poner de relieve que las citadas modificaciones se producen en la mayoría de los casos sin aviso previo al usuario. Es importante acordar con el fabricante el que exista una comunicación más fluida sobre los cambios y actualizaciones que se realizan en el sistema (calibración del detector, software, etc.).

## II. ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN: TIPOS DE DETECTORES DIGITALES EN MAMOGRAFÍA

Bajo el epígrafe de mamografía digital se engloban detectores desarrollados con diferentes tecnologías y que en gran medida operan de forma análoga a los desarrollados para radiografía convencional. La diferencia fundamental radica en el tamaño de píxel ( $\leq 100 \mu\text{m}$  en mamografía) y en sus formatos que son similares a los del sistema cartulina/película mamográfico. En la Tabla I se muestra la relación de fabricantes cuyos sistemas están comercializados en nuestro país y que en el momento de la redacción de este protocolo tienen sistemas instalados en diferentes instituciones. Se pueden englobar en dos grandes grupos. Al primero pertenecen los detectores denominados de radiografía computarizada (CR) que tienen la ventaja de poder ser utilizados con los equipos mamográficos de rayos X convencionales. El segundo grupo de detectores (DR) engloba todos aquellos que están integrados dentro de un sistema mamográfico digital. No todos los sistemas tienen la misma eficiencia dosis-calidad de la imagen. En las páginas web de varios programas de detección precoz de cáncer de mama desarrollados en países europeos así como en la página de la FDA (EEUU) se analizan distintos sistemas y su posible uso en los programas.

Tabla I. Relación de fabricantes y tecnologías actualmente en uso en España en mamografía digital.

Fabricante	Tipo de detector
AGFA CR	Radiografía computarizada (fósforos fotoestimulables)
Fuji CR	Radiografía computarizada (fósforos fotoestimulables)
Kodak CR	Radiografía computarizada (fósforos fotoestimulables)
Konica CR	Radiografía computarizada (fósforos fotoestimulables)
General Electric (Senographe 2000D, DS y Essential)	Detector integrado del tipo panel plano de Yoduro de Cesio
Siemens Mammomat Novation	Detector integrado del tipo panel plano de Selenio amorfo
Hologic Selenia	Detector integrado del tipo panel plano de Selenio amorfo
Sectra (Microdose)	Detector integrado del tipo "de recuento de fotones"

### II.1. RADIOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CR)

Los sistemas de Radiografía Computarizada (CR) consisten en placas de fósforos fotoestimulables que se introducen dentro de un chasis similar al del sistema cartulina/película. La energía de los fotones de rayos X incidentes sobre la placa es absorbida localmente por los electrones del material que pasan a niveles de energía superior metaestables donde quedan atrapados (centros F) formando la imagen latente. Durante el proceso de lectura de la placa, un haz de luz láser muy focalizado realiza un barrido "estimulando" a los electrones a retornar al nivel de energía más bajo emitiendo luz perteneciente a la zona "azul" del espectro (luminiscencia estimulada). El número de fotones de luz emitidos en este proceso es proporcional al número de fotones de rayos X incidentes sobre la placa. La luz emitida es recogida a través de una guía de ondas y detectada por un fotomultiplicador donde se produce la conversión en señal eléctrica y su ulterior amplificación (Rowlands, 2002). Esta señal eléctrica es posteriormente digitalizada. Para mejorar la eficiencia de recolección de la luz, Fuji ha desarrollado un sistema de doble lectura (Fig. 1) consistente en recoger la luz emitida por los fósforos por ambos lados de la placa. Recientes estudios (Monin, 2007) en los que se evalúan los distintos detectores utilizados en mamografía indican que la eficiencia de

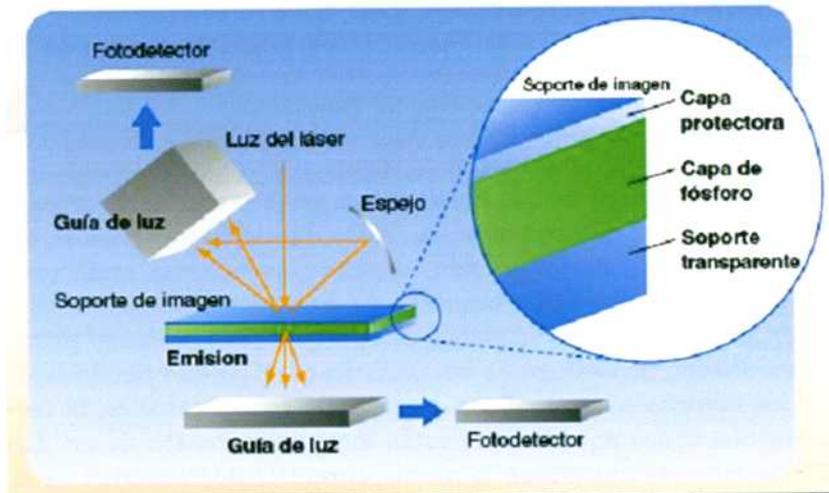


Figura 1. Sistema de doble lectura de la placa fotoestimulable (Fuji).

detección cuántica (DQE) para bajas frecuencias mejora en un 40% en los sistemas que incorporan la doble lectura. En mamografía, el barrido del haz láser (muestreo de la placa) se realiza paralelamente al lado del tórax al mismo tiempo que la placa se desplaza en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan scan y subscan respectivamente. El tamaño de píxel queda determinado por la anchura del haz láser focalizado y la velocidad de traslación de la placa. Este tipo de detectores digitales está ampliamente extendido debido, como ya se ha indicado, a que su utilización no implica la sustitución del equipo de rayos X. El sistema de lectura de las placas (IP) para mamografía ha de proporcionar tamaños nominales de píxel entre 100 y 50  $\mu\text{m}$ . En la Tabla 2 se resumen las características de los sistemas de CR comercializados en España. Todos ellos se presentan en dos formatos: 18x24  $\text{cm}^2$  y 24x30  $\text{cm}^2$ . Es importante reseñar que actualmente tanto el programa británico de detección precoz de cáncer de mama (NHSBSP, 2007) como la Food and Drug Administration (FDA) de Estados Unidos aceptan únicamente la utilización del sistema de CR de Fuji Medical Systems Tokio (Japón) para los programas de detección precoz de cáncer de mama.

El parámetro denominado "índice de exposición" (Tabla 2) es un estimador de la exposición promedio que incide en un área o región predefinida de la placa. La relación concreta entre ambos parámetros no es inmediata y varía de unos fabricantes a otros (AAPM, 2006). Su valor se indica sobre la imagen visualizada o impresa y puede ser utilizado como un indicador de la ganancia del sistema. Dicho valor depende de muchos factores como son el tipo de estudio, tipo

Tabla 2. Características de los CR actualmente comercializados. (En el índice de exposición se utiliza la nomenclatura de los fabricantes para denominar a este parámetro)

Fabricante	Fósforo	Índice de exposición (IE)	Tamaño normal del píxel ( $\mu\text{m}$ )
AGFA CR	BaSrFBrl:Eu	IgM	50
Fuji CR*	BaFBrl:Eu	S (valor de la sensibilidad)	50
Kodak CR	BaFBr:Eu	EI (índice de exposición)	50
Konica CR	BaFBr:Eu	REX (exposición relativa)	43,75
Philips PCR Cosimax Eleva**	BaFBrl:Eu	S (valor de la sensibilidad)	50

\*: Sistema de doble lectura \*\*: Basado en la tecnología Fuji

de procesado aplicado, la tensión y calidad del haz utilizados, el envejecimiento del tubo fotomultiplicador, variaciones en el intervalo de tiempo entre la adquisición de la imagen y su lectura, etc. El significado de este parámetro difiere del de la velocidad o sensibilidad relativa de las películas, aunque puede utilizarse como un indicador aproximado de dicha sensibilidad.

## II.2. SISTEMAS DIGITALES: DETECTORES INTEGRADOS

Los sistemas digitales (DR) llevan integrados el equipo de rayos X y el detector de forma que no pueden ser utilizados con cartulina/película. Los detectores utilizados en estos sistemas pueden ser, de acuerdo con la tecnología utilizada, de *conversión directa*, *conversión indirecta* y de *recuento de fotones*. En la Tabla 3 se indican los sistemas digitales mamográficos actualmente comercializados. En general, todos ellos tienen como características comunes el estar equipados con control automático de la exposición o selector automático de los factores de exposición. También suelen disponer de mecanismos de medida del espesor de mama bajo compresión. No todos los fabricantes indicados tienen sistemas instalados en nuestro país en el momento de la redacción de este protocolo. Como puede observarse en la Tabla 3, todos ellos requieren operar a temperaturas estables para reducir el ruido asociado con la corriente oscura del detector.

Tabla 3. Características de los sistemas digitales con detectores integrados actualmente comercializados.

Fabricante y modelo	Tipo y material del detector	Modo de control de temperatura del detector	Tamaño nominal (cm x cm)	Tamaño nominal de pixel ( $\mu\text{m}$ )
GE Senographe (2000D, DS, Essential)	Conversión indirecta Panel plano de ICs	Líquido	19x23 24x31	100 94
Hologic (Selenia)	Conversión directa Panel plano de $\alpha$ -Se	Aire/ventilador		70
Siemens (Novation)	Conversión directa Panel plano de $\alpha$ -Se	Aire/ventilador	24x29	70
Sectra (Microdose)	Conversión directa Sistema de barrido Recuento de fotones	Agua	24x26	50
Fisher (Senoscan)	Conversión indirecta Sistema de barrido CCD	Aire/ventilador	22x29 (11x15)	54 (27)
Agfa (DM 1000)	Conversión directa Panel plano de $\alpha$ -Se	Aire/ventilador	24x29	70
Giotto (IMS)	Conversión directa Panel plano de $\alpha$ -Se	Aire	18x24	85
Nuance (Planned Sophie)	Conversión directa Panel plano de $\alpha$ -Se	Aire/ventilador	24x30 (17x24)	85

### II.2.1. Detectores de conversión directa

El material utilizado habitualmente en la fabricación de este tipo de detectores es un fotoconductor que convierte directamente los fotones de rayos X en pares electrón-hueco. La carga generada es colectada y medida como una señal eléctrica.

Los detectores más extendidos de este tipo son los *detectores de panel plano* que se fabrican con selenio amorfo ( $\alpha$ -Se) como material fotoconductor. El haz de rayos X transmitido por la mama incide sobre la capa de selenio amorfo generando pares electrón-hueco. La carga generada es colectada aplicando un campo eléctrico intenso entre un par de electrodos situados en las superficies superior e inferior de la capa de selenio. Este método minimiza la dispersión lateral, garantizando una imagen de gran nitidez. La carga es leída por una matriz activa de electrodos del tipo TFT (Thin Film Transistors) en contacto directo con la superficie inferior del selenio. (Yorker, 2002; Polischuk, 2001).

## 11.2.2. Detectores de conversión indirecta

El funcionamiento de estos detectores se basa en un doble proceso de conversión. Los fotones del haz de rayos X son primeramente convertidos en fotones de luz y, en segundo lugar, los fotones de luz en señal eléctrica. Existen en la actualidad dos tecnologías distintas:

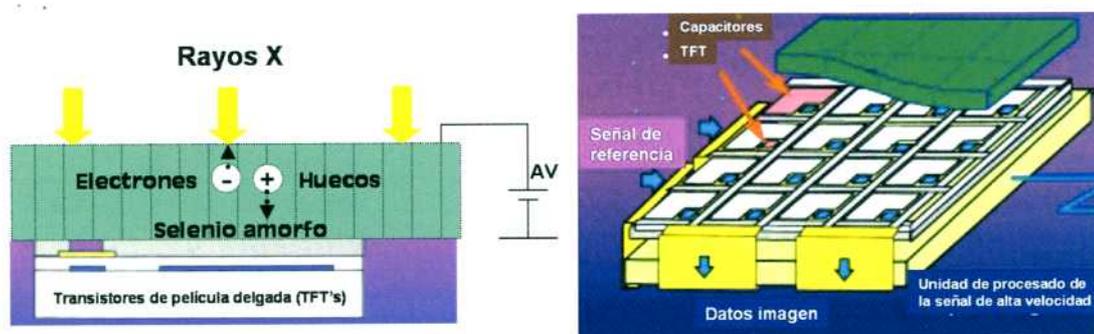
### a) Dispositivos de carga acoplada (CCD)

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 colectada constituyendo la señal eléctrica.

Por razones de economía, este tipo de detectores se fabrica con un tamaño pequeño por lo que suelen utilizarse en exploraciones que no requieren un tamaño de campo grande tales como la estereotaxia. En mamografía de campo completo se ha desarrollado un detector consistente en una línea de CCDs acoplados a una capa de material centelleante (CsI:Tl). El detector, que tiene dimensiones de 1 x 24 cm aproximadamente, se desplaza en dirección paralela a la pared del tórax de forma sincronizada con el haz de rayos X realizando un barrido de la mama. Esta tecnología de adquisición de imagen es denominada barrido de ranura (slot scanning) (Tesci, 1999). La geometría del sistema favorece el que la radiación dispersa no sea capturada por el detector, mejorando el contraste de la imagen y haciendo innecesaria la utilización de la rejilla antidifusora con la consiguiente reducción de la dosis impartida. El tiempo de exposición de un barrido típico es del orden de unos 5 s. Aunque este tiempo es muy superior al indicado en las tolerancias de la mayoría de los protocolos (2 s) hay que tener presente que el tiempo real que se invierte en adquirir la imagen asociada a cada paso del barrido es muy inferior (del orden de 0,2 s). Por ello, las posibles pérdidas de calidad de la imagen asociada con el movimiento del paciente pierden importancia.

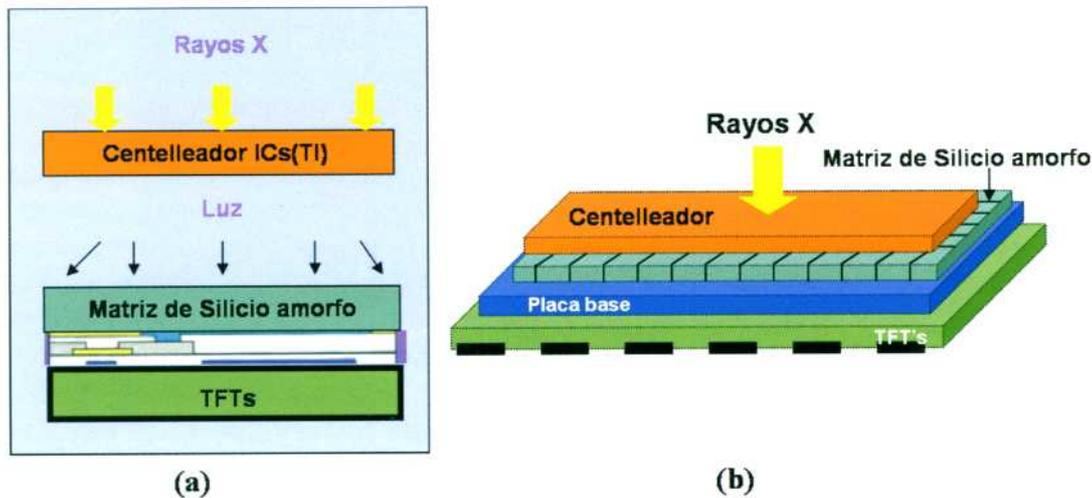
### b) Detectores de panel plano

En este caso se utiliza una capa de material centelleante (ICs:Tl) como detector primario del haz de rayos X. Dicho material está acoplado a una capa de silicio amorfo depositada sobre



**Figura 2.** Detectores de conversión directa. Esquema de un detector de panel plano de selenio amorfo

una matriz de TFT (Figura 3). 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 colectada por la matriz de transistores (Vedantham, 2000; Albagli, 2003)



**Figura 3.** Detectores de conversión indirecta de panel plano: (a) Esquema de funcionamiento (b) Esquema del diseño del detector.

### II.2.3 Detectores de recuento de fotones

Los detectores descritos hasta ahora se basan en la recolección de la carga producida por los rayos X incidentes en cada uno de los elementos del detector ("del") y su posterior digitalización para formar un elemento de la imagen. Operan, por tanto, como detectores integradores de energía, es decir, la imagen resultante está relacionada con la energía total absorbida por el material detector durante la interacción de los fotones de rayos X en cada uno de los "del". Los detectores de recuento de fotones se basan en el recuento individual (fotón a fotón) de los fotones de rayos X incidentes. En el sistema hasta ahora comercializado (Sectra) se utiliza un haz de rayos X muy diafragmado en dirección lateral por colimadores de rendija muy estrechos ( $50\ \mu\text{m}$ ). El detector es de estado sólido, en concreto de silicio cristalino (Si(B)), que absorbe directamente los fotones de rayos X incidentes. Está dividido transversalmente por placas de Al de  $10\ \text{mm}$  de longitud dispuestas con una separación de  $50\ \mu\text{m}$ . La anchura de la colimación del haz de rayos X junto con la separación entre placas determina el tamaño final del píxel ( $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ ) (ver Figura 4). El conjunto de detectores se desplaza lateralmente durante el proceso de adquisición de la imagen para cubrir el área completa de la mama. Las placas de Al actúan como electrodos entre los que se aplica una diferencia de potencial de forma que la carga originada por los rayos X en cada interacción que tiene lugar en el material dentro de las placas es colectada y convertida en un pulso que es contabilizado. 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. (Danielsson, 2000; Beuville, 1998)

Las ventajas de los detectores de recuento de fotones 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.

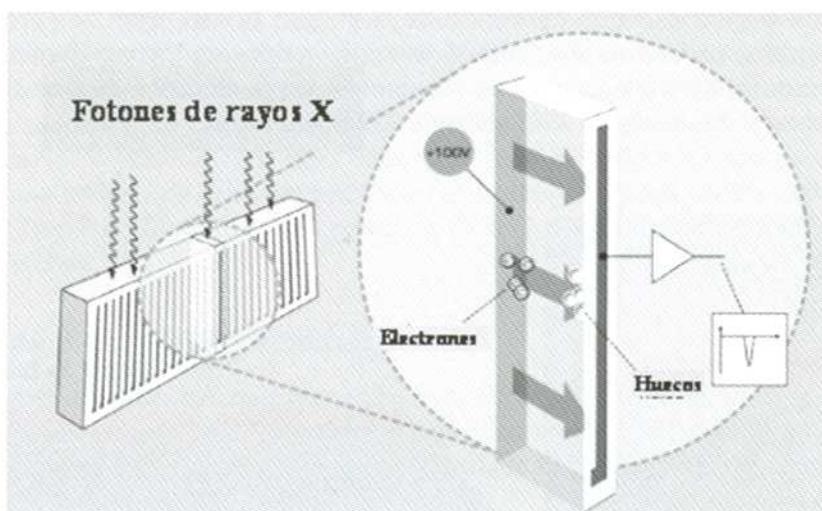


Figura 4. Esquema del detector de recuento de fotones

## II.3. PROPIEDADES DE LOS DETECTORES.

### II.3.1. Función de respuesta.

La función de respuesta de los detectores caracteriza el intervalo de valores de la exposición que es adecuado para obtener la imagen. A diferencia de la película convencional, los detectores digitales presentan una respuesta que es lineal para un amplio intervalo de exposiciones con un rango dinámico de 3 a 4 órdenes de magnitud. En el caso de los detectores integrados, la relación kerma incidente y valor del píxel es lineal mientras que en los CR dicha relación suele ser logarítmica. La función de respuesta debe ser monótonamente creciente o decreciente. Estas relaciones se verifican siempre que el valor del píxel se mida sobre imágenes brutas o preprocesadas, es decir, imágenes a las que no se les ha aplicado ningún algoritmo de procesamiento de la imagen (Cooper, 2003; Burgess, 2004).

La determinación de dicha función durante las pruebas iniciales tiene por objeto verificar las especificaciones del fabricante. En los sistemas de DR, esta prueba también proporciona el valor offset del píxel o valor que se añade para evitar píxeles con valores negativos y que ha de ser restado de los valores medios del píxel para obtener la relación señal ruido y la relación contraste ruido. Por simplicidad, la metodología que se propone para los controles rutinarios es distinta de la asociada a las pruebas iniciales. Esto hace que la función de respuesta que se obtiene en ambos casos presente diferencias (valores de la pendiente y ordenada en el origen) y no puedan relacionarse fácilmente.

### II.3.2. Pérdida de la imagen latente

En los detectores del tipo CR, se produce una pérdida o decaimiento exponencial de la imagen latente (valor del píxel) con el tiempo debido a los procesos de emisión que ocurren de forma espontánea. Esta pérdida puede dar lugar a incertidumbres en la medida del valor del píxel (Jiménez Alarcón, 2005) que pueden afectar a la función de respuesta del CR o de parámetros tales como la relación señal ruido (RSR) o la relación contraste ruido (RCR). En las pruebas iniciales es importante determinar la evolución para conocer como puede afectar el tiempo que transcurre entre la exposición de la placa y su posterior lectura en los valores de la señal.

### III. CONTROL AUTOMÁTICO DE LA EXPOSICIÓN (CAE)

El diseño de los dispositivos de control automático de la exposición (CAE) ha evolucionado en los últimos años. Inicialmente estos sistemas actuaban limitando el tiempo de exposición. En la actualidad, la mayoría actúan seleccionando los factores de exposición (ánodo/filtro, kV, mAs) en función de las características particulares de cada mama (espesor y/o atenuación). Independientemente de cuál sea su esquema de funcionamiento, en los sistemas con cartulina/película el CAE tiene como misión proporcionar imágenes con densidad óptica (DO) similar independientemente de la calidad del haz y de las características de la mama. De esta forma se garantiza que la información se registra en la región lineal de la curva característica de la película. La mayor latitud de los sistemas digitales hace que no exista un requisito similar entre la energía absorbida por el receptor y la calidad de la imagen. Por esta razón, la misión principal del CAE en estos sistemas es asegurar que la relación señal ruido (RSR) es adecuada en toda la imagen y que los valores de dosis son acordes con los recomendados.

El CAE en los equipos mamográficos convencionales está equipado con una única cámara o sensor que puede desplazarse desde el lado de la pared del tórax a la parte del pezón, mientras que en los mamógrafos digitales con el detector integrado (DR), éste último puede concebirse como un sensor formado por múltiples elementos. El detector puede, por tanto, al mismo tiempo actuar como CAE y muestrear la imagen de rayos X transmitida posibilitando la optimización de la amplitud de la señal. Los algoritmos utilizados con el CAE se han refinado como consecuencia de la mayor información disponible y pueden actuar de acuerdo con estrategias diferentes. Por ejemplo, identificar la señal más baja que llega al detector (región de la mama con mayor atenuación) y realizar la exposición de forma que dicha señal supere un valor preestablecido. En este caso, este dispositivo actúa de forma similar a los sistemas convencionales controlando la exposición que llega al receptor de la imagen. En otros casos, el CAE funciona manteniendo la relación señal-ruido (RSR) o la relación contraste-ruido (RCR) por encima de unos determinados valores en cualquier parte de la imagen. Los valores de ambos parámetros dependen del tipo de detector (p.ej. tamaño de píxel) y, dentro del mismo tipo, dependen 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 la imagen proporcionada por el sistema es adecuada independientemente del espesor de la mama. En este caso, el parámetro a medir es la RCR por estar estrechamente vinculada con la visibilidad de los objetos (Rose, 1948; Rose, 1973).

El mayor o menor grado de ennegrecimiento de las imágenes obtenidas con cartulina/película es indicativo de la exposición utilizada en su obtención. Las imágenes digitales no guardan esa relación debido a la mayor latitud de los detectores así como a la independencia entre los procesos de adquisición y presentación de la imagen. Imágenes obtenidas con valores muy diferentes de dosis pueden, por tanto, percibirse de la misma manera. Este hecho pone de relieve la importancia de que los sistemas digitales estén equipados con CAE así como la necesidad de asegurar que este dispositivo opere manteniendo la RCR y los valores de dosis dentro de las tolerancias o valores de referencia definidos para los exámenes realizados con cartulina/película. Por ello, en el *Addendum on Digital Mammography* (CCE, 2004) al *Protocolo Europeo de Control de Calidad de los Aspectos Físicos y Técnicos de la Mamografía* (CCE, 2001) se urgía a los fabricantes a incorporar este dispositivo antes de enero del 2006 y se prevenía contra el uso de equipos que operen de forma completamente manual.

## IV. PREPROCESADO, PROCESADO Y PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN

En todos los sistemas digitales, se aplica un procesamiento inicial (*preprocesado*) a la imagen cuyo objetivo es uniformizarla (*flat-fielding*). En los CR, este proceso denominado uniformización unidimensional (*shading*) tiene como objetivo reducir las variaciones en la sensibilidad de la guía de onda que recolecta la luz. En los DR, se aplican algoritmos destinados a uniformizar la respuesta de los detectores elementales (*del*) (*aplanamiento del campo* o "*flattening*") y, en algunos casos, a suplir los elementos defectuosos o "muertos". Posteriormente la imagen es nuevamente procesada con el objetivo primario de optimizarla y favorecer un diagnóstico más fiable. Una carencia reseñable asociado a este procesamiento es la falta de información sobre las características de los algoritmos y sus sucesivas actualizaciones. 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. En los estudios realizados sobre la eficiencia de estas herramientas, se observó que los radiólogos tienden a utilizar procesados distintos en función del tipo de lesión. Estos estudios recomiendan también realizar el diagnóstico sobre la imagen visualizada en el monitor para poder manipularla adecuadamente (Pisano y col., 2000).

La imagen una vez adquirida es primeramente presentada en el monitor de la **estación de adquisición** proporcionando una información preliminar sobre su idoneidad así como sobre el propio examen. Normalmente, el monitor utilizado (*monitor secundario*) no es adecuado para el diagnóstico. El programa de adquisición suele disponer de ciertas herramientas para manipular la imagen mejorando su contraste o latitud. Esto es particularmente importante cuando la imagen va a ser enviada directamente a la impresora y el diagnóstico se realiza sobre la imagen impresa. En otros casos, la imagen es enviada a la **estación de trabajo** que ha de estar equipada con monitores de alta resolución (5 megapíxeles) y herramientas de manipulación de la imagen que posibiliten un diagnóstico adecuado (*monitores primarios*). Tanto la impresora como los monitores deben estar calibrados de acuerdo con la norma DICOM (National Electrical Manufacturers Association, 2007). Es importante insistir en que el diagnóstico sobre monitor es la forma de aprovechar al máximo las ventajas potenciales asociadas a las imágenes digitales al posibilitar su manipulación. Si el diagnóstico se realiza sobre la imagen impresa hay que utilizar negatoscopios de alto brillo siguiendo las recomendaciones hechas en mamografía convencional de película/cartulina. En este caso, la calibración de las impresoras de acuerdo con la norma DICOM difiere de la que se hace en las impresoras utilizadas en radiología general dando lugar a incompatibilidades entre unas y otras.

Los dispositivos de presentación o visualización de la imagen son los medios primarios utilizados para el diagnóstico y, por ello, el control de su funcionamiento tiene una importancia relevante. Constituyen el último eslabón del proceso y, al igual que las procesadoras de películas, un funcionamiento inadecuado puede dar lugar a un diagnóstico erróneo pese a que la imagen haya sido adquirida en condiciones adecuadas.

En la Tabla 4 se muestran las diversas maneras en que los fabricantes indican la resolución de los monitores.

Tabla 4. Terminología utilizada para indicar la resolución de los monitores

1k	1k	2k	2k
1024 x 1280 píxeles	1200 x 1600 píxeles	1728 x 2304 píxeles	2048 x 2560 píxeles
1/2 Megapixel	1/2 Megapixel	3/4 Megapixel	5 Megapixel

## V. CALIDAD DE LA IMAGEN

En el control de calidad, la imagen se evalúa habitualmente utilizando maniqués especialmente diseñados para mamografía. Los objetos de prueba incluidos en algunos de los maniqués utilizados en los sistemas que utilizan película/cartulina tienen limitaciones importantes para poner de manifiesto cambios en el funcionamiento de los sistemas digitales, para discriminar entre la calidad de la imagen proporcionada por sistemas distintos o para apreciar la influencia de factores de exposición diferentes (Huda, 2002; Chevalier, 2001). La tendencia actual es utilizar maniqués de contraste-detalle (CDMAM) que posibilitan evaluar la calidad de la imagen en función del umbral de contraste asociado a objetos circulares de diferentes diámetros. El uso de este tipo de maniqués está cada vez más extendido debido a que su mayor sensibilidad permite conocer con mayor precisión la capacidad del sistema para proporcionar imágenes con calidad diagnóstica adecuada. Sus principales inconvenientes son su elevado precio, lo gravoso que resulta la valoración de las imágenes y la fuerte dependencia que existe entre el observador y la evaluación de sus imágenes. Además se requiere entrenamiento previo para poder evaluar las imágenes con un cierto grado de fiabilidad. Los códigos informáticos hasta ahora desarrollados para analizar de forma automática las imágenes del maniqué ([www.euref.com](http://www.euref.com)) tienen una capacidad de detección muy superior al observador humano (Young, 2006). Todos estos aspectos hacen que la utilización de este tipo de maniqués deba limitarse a las pruebas iniciales o cuando se produzcan o detecten cambios importantes en el sistema. Para las pruebas rutinarias se propone utilizar los maniqués tradicionales (TOR(MAX), TOR (MAM), ACR) para verificar la constancia de la calidad de imagen.

### V.I. FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF), ESPECTRO DE POTENCIA DEL RUIDO (NPS) Y EFICIENCIA DE DETECCIÓN CUÁNTICA (DQE).

La determinación de estas tres funciones habría de ser considerada esencial ya que aportan una medida cuantitativa y objetiva de la calidad de la imagen de un sistema. En este protocolo se han considerado como pruebas complementarias por dos razones distintas. La primera era la falta de una metodología de medida normalizada como ocurre para los sistemas de radiología convencional en el momento en que se redactó la prueba. Recientemente ha sido publicada la norma CIE (CIE 62220-1-2, 2007) que aporta dicha metodología. La segunda razón está relacionada con la necesidad de disponer de un software que esté suficientemente contrastado y que realice todos los pasos asociados con el cálculo de estas funciones.

## VI. DOSIMETRÍA

En este protocolo se establece como esencial la medida de la magnitud dosis glandular promedio (DG) en lugar del Kerma en aire en la Superficie de Entrada (ESAK) que es la magnitud considerada en el apartado de mamografía del Protocolo Español. Este cambio se realiza en atención a las modificaciones habidas tanto en las técnicas de obtención de las mamografías (tensión del tubo variable de acuerdo con las características de la mama) como en el diseño de los equipos de rayos X actuales que incorporan ánodos y filtros de diferentes materiales. En consecuencia, la relación entre la DG -magnitud directamente relacionada con el riesgo de inducción de cáncer- y el ESAK ya no es unívoca por depender el valor de DG de la calidad del haz, del espesor de la mama y de su glandularidad (Dance, 2000). Además, la DG es la magnitud considerada en la práctica totalidad de los protocolos europeos y americanos así como por los organismos internacionales tanto para mamografía convencional como digital. La uniformidad en las magnitudes facilita la comparación de los resultados.

Desde un punto de vista práctico, los valores de la DG con maniquí son más fáciles de obtener, reproducibles y comparables que los obtenidos con muestras de pacientes y, por ello, son más útiles para las pruebas rutinarias de control de calidad. En este protocolo se propone el cálculo de la DG para maniqués de PMMA con espesores comprendidos entre 20 y 70 mm definiendo tolerancias para cada uno de ellos. En el Apéndice 8 se indica la equivalencia entre estos espesores y las mamas reales. Las estimaciones de los valores de la DG a partir de muestras de pacientes permiten obtener distribuciones de dosis en función del espesor y la composición de la mama y valores promedio de las dosis impartidas a la población. Estos datos son más realistas para la estimación del riesgo radiológico que los obtenidos con el maniquí estándar.

## VII. CONTROL DE CALIDAD

### VII.1. CONSIDERACIONES GENERALES.

En este protocolo se presentan separadamente las pruebas de control de calidad que han de realizarse en el equipo de rayos X (generador y tubo), en el detector de la imagen y en los monitores e impresoras acorde con la independencia de los procesos de adquisición, procesado y presentación de la imagen.

Varias de las pruebas indicadas a continuación deben realizarse en condiciones concretas definidas como "**condiciones de referencia**". Otras conviene realizarlas seleccionando la técnica habitual del centro para obtener las imágenes mamográficas de una mama de características promedio. Estas condiciones se han denominado "**condiciones clínicas**". Los parámetros correspondientes a cada una de ellas (siempre que no se especifique otra cosa) se indican en la Tabla 5.

Además:

**Maniquí estándar:** es de Polimetil Metacrilato (PMMA) con un espesor de 45 mm que equivale en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente, aproximadamente, a una mama de 53 mm de espesor y 29% de tejido glandular. La tolerancia para el espesor de PMMA debe estar dentro de  $\pm 1$  mm y su uniformidad dentro de  $\pm 0,1$  mm. Es aconsejable que el maniquí sea rectangular con dimensiones que cubran todo el detector. El PMMA suele comercializarse con los nombres de Lucita, Pérpex o Plexiglás.

**Maniquí de calidad de la imagen:** maniquí u objeto de test con detalles específicos que simulan los objetos de diagnóstico en la imagen mamográfica.

**Imagen estándar o de referencia:** imagen del maniquí estándar obtenida en condiciones de referencia.

Tabla 5. Condiciones para realizar las pruebas de control de calidad

Parámetros a seleccionar	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Foco	Grueso	Grueso
Rejilla	Si	Si
Compresor	Dentro del haz y en contacto con el maniquí	Dentro del haz y en contacto con el maniquí
Posición del detector del CAE	La más próxima a la pared del tórax	La más próxima a la pared del tórax
Combinación ánodo/filtro	Mo/Mo	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica
Tensión del tubo	28 kV	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica
Punto de referencia	A 60 mm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente	A 60 mm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente
ROI estándar	Región de interés (cuadrada o circular de $\approx 4$ cm <sup>2</sup> )	Región de interés (cuadrada o circularde $\approx 4$ cm <sup>2</sup> )

Las medidas relativas al funcionamiento del detector y a la calidad de la imagen han de realizarse sobre imágenes sin procesar (brutas) o con un mínimo de procesado (preprocesadas). De aquí en adelante utilizaremos el término imagen bruta para referirnos tanto a la imagen sin procesar como a la imagen preprocesada. En los casos en los que el fabricante no facilite el acceso a las imágenes sin procesar, se recomienda anular al máximo posible el postprocesado de la imagen seleccionando, si es posible, 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. (Image-J (recomendado), Osiris,... son ejemplos de software libre que pueden descargarse de la red).

Las imágenes de ensayo utilizadas para realizar las pruebas de control de calidad de los monitores deben ser introducidas (importadas) en el sistema para poder visualizarlas en el monitor y/o imprimirlas. Para su evaluación han de ser presentadas en las mismas condiciones de iluminación ambiental que las imágenes clínicas (ventanas, persianas o cortinas en condiciones habituales, monitores adicionales encendidos o apagados, negatoscopios encendidos con o sin placas para visualizar,...). Deben ser mostradas en los monitores a máxima resolución, de forma que un píxel del monitor debe coincidir con un píxel de la imagen y se deben imprimir a máximo tamaño. Si esto no fuese posible, se deben utilizar las herramientas de aumento (lupa) cuando sea necesario. Los ajustes de brillo y contraste de los monitores no se deben variar a lo largo de las pruebas.

## VII.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

En las tablas 1- 7 se recogen todas las pruebas que han de realizarse en el control de calidad de un sistema de mamografía digital. Las pruebas relativas al funcionamiento del tubo de rayos X y del generador (sin realizar en las tablas) han de ser realizadas de acuerdo con lo descrito en el Capítulo 3 (apartados 3.1 al 3.5; parámetros MA001 a MA015) del protocolo español (*Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1* (Edicomplet, 2002)) (PECCR) con idénticas frecuencias, tolerancias y equipo de medida. Los tiempos de duración de cada prueba indicados en las tablas incluyen el tratamiento informático de las imágenes cuando así se requiera pero no el tiempo asociado a la transferencia de los ficheros del control de calidad por variar mucho entre los distintos sistemas e instalaciones. Los tiempos dependen además del tipo de detector (DR o CR). En el control de calidad de los CR, la mayor parte de los protocolos recomiendan utilizar una única placa y esperar entre la exposición de la placa y su lectura un tiempo comprendido entre 5 y 10 min. A ello hay que añadir el tiempo de lectura del CR (aproximadamente 3,5 min). Todo ello alarga excesivamente la duración del control. Una posible forma de acortarlo es mantener constante el intervalo de tiempo entre la adquisición y la lectura de la placa para asegurar que las variaciones en el valor del píxel sean despreciables y que dicho intervalo de tiempo sea similar al empleado en condiciones clínicas. Además, si se utilizan dos placas que presenten una respuesta y atenuación similar, es posible también reducir el tiempo empleado para cada prueba. Si con estas simplificaciones los resultados no son congruentes conviene repetir las pruebas con la metodología más rigurosa para descartar la influencia de la simplificación del procedimiento. El tiempo indicado en las tablas para los CR incluye todos los tiempos de espera antes comentados. Las frecuencias de realización de las pruebas del sistema digital se han propuesto considerando los resultados obtenidos en los controles de calidad realizados hasta el momento por el grupo de redacción de este protocolo que han sido contrastados con los sugeridos en otros protocolos o recomendados por los fabricantes. Dichos resultados indican que, en general, el funcionamiento de los equipos es muy estable y que los fallos en su funcionamiento aparecen de forma repentina e inesperada. Este resultado es

acorde con el obtenido en el ensayo ACRIN DMIST (Yaffe, 2006). Teniendo en cuenta además la facilidad con la que es posible extraer información de las imágenes digitales, se proponen algunas pruebas de alta frecuencia a realizar por los Técnicos Especialistas de Radiodiagnóstico (TER). En el Apéndice 1 se resumen las pruebas que han de realizar los expertos y los técnicos junto con su frecuencia y una estimación de la duración total del control en cada caso. En el Apéndice 2 se incluye una relación de la instrumentación necesaria para realizar el control de calidad.

Las pruebas propuestas se clasifican en pruebas iniciales o de aceptación y pruebas rutinarias. De acuerdo con lo especificado en el PECCR, las pruebas iniciales tienen como objetivo verificar que se cumplen las especificaciones dadas por el fabricante y obtener los valores de referencia del equipo. En estas pruebas se verifica que el sistema que se va a instalar cumple las tolerancias establecidas en este protocolo que son la garantía de que calidad de imagen y dosis son cómo mínimo equivalentes a los obtenidos con los sistemas convencionales de cartulina/película. Las pruebas rutinarias se clasifican a su vez en pruebas de alta y baja frecuencia. Las primeras son competencia de los técnicos y las segundas de los expertos. Además, algunos sistemas digitales requieren de la realización de pruebas específicas destinadas a la calibración del detector previo a su utilización para obtener imágenes de pacientes.

Tabla 1. Pruebas ESENCIALES: Adquisición de la imagen (Tubo y generador). Pruebas descritas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión I (SEFM-SEPR 2002)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)
				Anual/Semestral
<b>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</b>				<b>35/20</b>
MA004 (pg 71)	Coincidencia campo de radiación-película	$\leq + 5$ mm en el lado de la pared del tórax $\leq + 2$ % de la DFP* en los tres lados restantes	Anual/Inicial y cambios	15
MA006 (pg 72)	Artefactos del equipo	Imagen sin artefactos	Semestral/Inicial y cambios	20
<b>CALIDAD DEL HAZ</b>				<b>35/20</b>
MA009 (pg 73)	Exactitud y repetibilidad de la tensión	Exactitud $\leq \pm 1$ kV (25 - 31 kV) Repetibilidad $\leq 0,5$ kV	Semestral/Inicial y cambios	20
MA010 (pg 73)	Filtración. Capa hemirreductora <sup>1</sup>	$> 0,3$ mm Al a 28 kV	Anual/Inicial y cambios	15
<b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b>				<b>10/0</b>
MA012 (pg 74)	Tiempo de exposición para las condiciones clínicas <sup>2,3</sup>	$\leq 2$ s (exposición en condiciones clínicas para 4,5 cm de PMMA)	Anual/Inicial y cambios	10
<b>RENDIMIENTO</b>				<b>50/0</b>
MA013 (pg 74)	Repetibilidad	$\leq 5$ %	Anual/Inicial y cambios	10
MA014 (pg 75)	Valor del rendimiento Tasa de dosis	$> 30$ $\mu$ Gy/mAs a 1 m del foco (con Mo/Mo, 28 kV y sin compresor) $> 7,5$ mGy/s a la distancia foco-película	Anual/Inicial y cambios	25
MA015 (pg 75)	Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente (o el tamaño del foco)	Coefficiente de linealidad $\leq 0,1$	Anual/Inicial y cambios	15

<sup>1</sup> En el Apéndice 3 se indican los valores de las capas hemirreductoras para diferentes combinaciones ánodo/filtro y kilovoltios dados en las Guías Europeas (CEC, 2006).

<sup>2</sup> En los mamógrafos de barrido hay que distinguir entre la duración de la adquisición de la imagen completa y el tiempo que cada parte de la mama está expuesta.

<sup>3</sup> En el equipo Mammomat Novation (Siemens), la exposición se divide en ciclos (2 a 5) con duraciones distintas. Por ello, pueden obtenerse valores del tiempo de exposición menores que los reales ya que los instrumentos de medida no suelen poder acumular los tiempos asociadas a cada ciclo.

Tabla 2. Pruebas ESENCIALES: Adquisición de la imagen (Dispositivos del equipo de rayos X)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Inicial/Anual/Semanal	
<b>REJILLA</b>				<b>30/15/0</b>	
MAD001 (pg 28)	Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla	< 3	Inicial y cambios	15	
MAD002 (pg 29)	Artefactos de la rejilla	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes	Anual/Inicial y cambios	15	
<b>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)</b>				<b>CR: 210/210/35; DR: 60/60/15</b>	
MAD003 (pg 29)	Ajuste del control automático de exposición	DG ≤ 2,5 mGy para el maniquí estándar Espesor umbral objeto de 0,1 mm de diámetro ≤ 1,68 μm Tiempo de exposición para el maniquí estándar ≤ 2 s	Anual/Inicial, tras cambios	-	
MAD004 (pg 30)	Incremento de exposición por paso (CR <sup>1</sup> )	mAs: 5% - 15%	Anual/Inicial y cambios	45	
MAD005 (pg 30)	Repetibilidad del CAE	En DG ≤ 5 %; RSR <sup>2</sup> ≤ 5%	Anual/Inicial y cambios	CR: 60DR: 30	
MAD007 (pg 31)	Compensación con el espesor y la tensión	Maniquí estándar: Desviación RCR <sup>3</sup> ≤ ±20% del VR <sup>4</sup> ; Otros espesores: Espesores < 4,5 cm RCR/RCR <sub>ME</sub> <sup>5</sup> > 1,05 Espesores > 4,5 cm RCR/RCR <sub>ME</sub> <sup>5</sup> > 0,8	Anual/Inicial y cambios	CR: 60 DR: 30	
MAD008 (pg 32)	Constancia del funcionamiento global del CAE	mAs ≤ ±5% RCR ≤ ±20% RSR ≤ ±20%	Semanal	CR: 35 DR: 15	
<b>COMPRESOR</b>				<b>30/5</b>	
MA025 (pg 78)	Deformación del compresor	Diferencias < ±15 mm	Anual/Inicial y cambios	15	
MA026 (pg 78)	Fuerza de compresión	Fuerza máxima ≤ 150-200 N	Anual/Inicial y cambios	10	
MAD009 (pg 33)	Exactitud espesor medido	≤ ±5 mm	Semanal/Inicial y cambio	5	

<sup>1</sup>: Sistemas de radiografía computarizada; <sup>2</sup>: Relación Señal-Ruido; <sup>3</sup>: Relación contraste-ruido; <sup>4</sup>: Valor de referencia obtenido en las pruebas iniciales; <sup>5</sup>: RCR<sub>ME</sub> de la imagen del maniquí estándar.

Tabla 3. Pruebas ESENCIALES: Adquisición de la imagen (Detector)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)
				Anual/Semanal
<b>DETECTOR</b>				CR: 125/0; DR:30/0
MAD010 (pg 33)	Función de respuesta del receptor	DR: Coef. de determinación ( $R^2$ ) ajuste lineal VMP <sup>1</sup> -Dosis > 0,99 CR: Coef. de determinación ( $R^2$ ) ajuste VMP-Log. Dosis > 0,99	Anual/Inicial y cambios	CR: 50 DR: 15
MAD011 (pg 36)	Ruido	DR: Coef. de determinación ( $R^2$ ) Ajuste RSR <sup>2</sup> - ESAK $\geq 0,99$ . CR: Coef. de determinación ( $R^2$ ) Ajuste DTP <sup>3</sup> -(1/ESAK) $\geq 0,99$	Anual/Inicial y cambios	5
MAD012 (pg 36)	Pérdida de imagen en la pared del tórax	Anchura región perdida $\leq 5$ mm	Anual/Inicial y cambios	10
MAD013 (pg 36)	Diferencias de sensibilidad entre placas (CR)	RSR $\leq \pm 10\%$ ESAK (mAs) $\leq \pm 5\%$	Anual/Inicial y cambios	60
<b>HOMOGENEIDAD, ARTEFACTOS Y DISTORSIÓN DEL DETECTOR</b>				CR: 90/20; DR:50/20
MAD014 (pg 37)	Funcionamiento del láser (Linealidad espacial) (Solo CR)	Uniformidad en la imagen de un borde recto	Anual/Inicial y cambios	10
MAD015 (pg 37)	Homogeneidad receptor de la imagen	VMP: $\leq \pm 15\%$ RSR: $\leq \pm 20\%$	Anual/Inicial y cambios	30
MAD016 (pg 38)	Constancia en la homogeneidad del receptor	RSR: $\leq \pm 5\%$ ESAK: $\leq \pm 5\%$	Semanal/Inicial y cambios	10
MAD017 (pg 39)	Artefactos en los CR	Sin Artefactos	Semanal/Inicial y cambios	10
MAD018 (pg 39)	Artefactos en los DR	Comparar con las especificaciones dadas por el fabricante	Semanal/Inicial y cambios	10
MAD019 (pg 40)	Pérdida o desvanecimiento de la imagen latente (CR)*	Comparar con las especificaciones dadas por el fabricante	Inicial y cambios	30

<sup>1</sup>:VMP: Valor medio del pixel; <sup>2</sup>: RSR: Relación señal-ruido; <sup>3</sup>: DTP: Desviación típica del pixel;

\*: Por el tipo de prueba, se puede realizar paralelamente a otras.

Tabla 4. Pruebas ESENCIALES: Calidad de la imagen y dosis

Código (página)	Parámetro	Tolerancia		Frecuencia	Tiempo (min)
					Inicial/Anual/Quincenal
<b>CALIDAD DE LA IMAGEN</b>					CR: 135/15/ 30; DR: 100/15/10
MAD020 (pg 41)	Umbral de contraste (CDMAM)	<i>Diámetro (mm)</i>	<i>Espesor Umbral (μm)</i> Deseable    Aceptable	Inicial y cambios	CR: 90* DR: 75*
		2	0,038    0,069		
		1	0,056    0,091		
		0,5	0,103    0,15		
		0,25	0,244    0,352		
		0,1	1,10    1,68		
MAD021 (pg 42)	Constancia de la calidad de imagen	La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia ≤ reproducibilidad del valor de referencia		Quincenal/ Inicial y cambios	CR: 30 DR: 10
MAD023 (pg 43)	Distorsión geométrica	Sin distorsión		Anual/Inicial y cambios	5
MAD024 (pg 44)	Remanencia de la imagen	Factor de remanencia < 0,3		Anual/Inicial y cambios	10
<b>DOSIMETRÍA</b>					15/15/0
MAD026 (pg 45)	Dosis glandular promedio (mSv) <sup>1</sup>	<i>Espesor (cm)</i> PMMA    Mama	<i>DG (mGy)</i> Aceptable    Deseable	Anual/Inicial y cambios	15
		2    2,1	<1,0    <0,6		
		3    3,2	<1,5    <1,0		
		4    4,5	<2,0    <1,6		
		4,5    5,3	<2,5    <2,0		
		5    6,0	<3,0    <2,4		
		6    7,5	<4,5    <3,6		
		7    9,0	<6,5    <5,1		

\*: Considerando que las imágenes son evaluadas por 2 observadores

<sup>1</sup>: Dosis glandular calculada utilizando los coef. de Dance. Véase Tabla 8.1 en el Apéndice 8.

Tabla 5. Pruebas COMPLEMENTARIAS

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)
				Inicial/Anual
<b>ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN</b>				
<b>RADIACIÓN DE FUGA</b>				<b>30/0</b>
MA001 (pg 71)	Detección y medida de la radiación de fuga	$< 1 \text{ mGy}$ en 1 h a 1 m del foco en un área $\leq 100 \text{ cm}^2$	Inicial y cambios	30
<b>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</b>				<b>90/0</b>
MA002 (pg 71)	Indicador de la distancia foco-película	Diferencia entre medida y especificada $\leq \pm 2 \%$	Inicial y cambios	5
MA003 (pg 71)	Coincidencia campo de luz-campo de radiación	Diferencias $\leq \pm 5 \text{ mm}$ en cada lado	Inicial y cambios	10
MA007 (pg 73)	Factor de ampliación	Según las especificaciones del fabricante	Inicial y cambios	15
MA008 (pg 73)	Tamaño del foco	Las señaladas en IEC, 1982	Inicial y cambios	60
<b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b>				<b>10/10</b>
MA011 (pg 74)	Exactitud y Repetibilidad del tiempo de exposición	Exactitud $\leq \pm 10 \%$ para $t \geq 200\text{ms}$ $\leq \pm 15 \%$ para $t < 200\text{ms}$ Repetibilidad $\leq 10 \%$	Anual/Inicial y cambios	10
<b>REJILLA</b>				<b>15/15</b>
MA017 (pg 76)	Imagen de la rejilla	Imágenes de las líneas, paralelas y sin inhomogeneidades importantes	Anual/Inicial y cambios	15
<b>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN</b>				<b>30/30</b>
MAD006 (pg 31)	Reproducibilidad entre sensores del CAE	Reproducibilidad: $\text{mAs} \leq \pm 10\%$ ; $\text{RSR} \leq \pm 20\%$	Anual/Inicial y cambios	30
<b>CALIDAD DE IMAGEN</b>				<b>55/0</b>
MAD022 (pg 43)	Resolución espacial (pl/mm)	No inferior a la determinada por el tamaño del pixel del detector	Inicial y cambios	10
MAD025 (pg 44)	Función de transferencia de modulación, espectro de potencia del ruido y eficiencia de detección cuántica	Comparar con los valores de referencia determinados durante la instalación del equipo	Inicial y cambios. Fallos en el detector	45

\*: Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión I (SEFM-SEPR 2002)

Tabla 6. Pruebas ESENCIALES: Visualización de la imagen (Monitores)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)
				Inicial/Semestral/Semanal
<b>MONITORES</b>				90/90/10
MAD027 (pg 47)	Inspección visual	Sin distorsión, sin pérdidas de contraste, sin artefactos	Semanal	10
MAD028 (pg 47)	Iluminación ambiental	$L_{\text{ambiental}} < 0.25 L_{\text{min}}$ ó $I_{\text{ambiental}} < 10 \text{ lux}$	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD029 (pg 48)	Distorsión geométrica	Monitores de diagnóstico: desviaciones entre medidas ortogonales < 2% Monitores de visualización: desviaciones entre medidas ortogonales < 5%	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD030 (pg 48)	Niveles extremos de brillo o luminancia	$L_{\text{max}} \geq 170 \text{ cd/m}^2$ ; $L_{\text{max}}/L_{\text{min}} \geq 250$ para monitores de diagnóstico $L_{\text{max}} \geq 100 \text{ cd/m}^2$ ; $L_{\text{max}}/L_{\text{min}} \geq 100$ para monitores de visualización Las diferencias de luminancia máxima entre varios monitores de una misma estación de trabajo no deben ser superiores al 5%	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD031 (pg 49)	Curva de brillo o luminancia	$dL/L \leq 10\%$ para monitores de diagnóstico $dL/L \leq 20\%$ para monitores de visualización	Semestral/ Inicial y cambios	30
MAD032 (pg 49)	Uniformidad del brillo o luminancia	$(L_{\text{max}} - L_{\text{min}}) / L_{\text{CENTRO}} < 0.3$	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD033 (pg 50)	Resolución espacial de alto y bajo contraste	La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist del monitor debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen. Diferencias del 5% en brillo deben ser igualmente visibles	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD034 (pg 50)	Artefactos	No deben ser visibles artefactos de ningún tipo	Semestral/ Inicial y cambios	10

Tabla 7. Pruebas ESENCIALES: Visualización de la imagen (Impresoras)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)
				Inicial/Semestral/Semanal
<b>IMPRESORAS</b>				<b>100/80/30</b>
MAD035 (pg 51)	Inspección visual	Sin distorsión, sin artefactos y visualización completa de la escala de grises	Semanal	10
MAD036 (pg 51)	Distorsión geométrica	Desviaciones entre medidas ortogonales < 2%	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD037 (pg 51)	Niveles extremos de densidad óptica	$D_{min} < 0.25 \text{ D.O.}; D_{max} > 3.40 \text{ D.O.}$	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD038 (pg 52)	Escala de grises	$dL/L \leq 10\%$	Semestral/ Inicial y cambios	30
MAD039 (pg 52)	Sensitometría	Desviación $D_{MAX} < 0,15$ ; Desviación $DD \leq \pm 0,15$ ; Desviación $D_M \leq \pm 0,15$ ; Desviación $B+V \leq 0,03$	Inicial/Semanal	20
MAD040 (pg 53)	Uniformidad de la imagen	$(D_{max}-D_{min})/((D_{max}+D_{min})/2) < 0.1$	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD041 (pg 54)	Resolución espacial de alto y bajo contraste	La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist de la impresora debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen. Diferencias del 5% en densidad óptica deben ser igualmente visibles	Semestral/ Inicial y cambios	10
MAD042 (pg 54)	Artefactos	No deben ser visibles artefactos de ningún tipo	Semestral/ Inicial y cambios	10

## VII.2.1. ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN

Las pruebas esenciales y complementarias englobadas dentro de los apartados:

- Parámetros geométricos
- Calidad del haz
- Rendimientos
- Tiempo de exposición

se realizarán de acuerdo con lo indicado en el Capítulo 3 del Protocolo Español de Control de Calidad.

**Durante la realización de todas las medidas relativas al tubo y al generador del equipo de rayos X es muy importante cubrir el detector con un material plomado al objeto de prevenir la formación de imágenes persistentes que posteriormente interfieran con las imágenes clínicas y con las imágenes que se vayan a obtener en el control de calidad.**

### VII.2.1.1. Rejilla

Los sistemas mamográficos digitales de barrido (de rejilla o spot scan y de recuento de fotones) no disponen de rejilla.

**MAD001.** Factor de exposición de rejilla o del sistema de rejilla

<b>Calificación</b>	ESENCIAL
<b>Tolerancias</b>	Factor de exposición del sistema de rejilla < 3
<b>Material</b>	Maniquí estándar, dosímetro, (CR)
<b>Frecuencia</b>	Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 15 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004; CCE, 2006

**Observaciones** La metodología de medida directa de la atenuación de la rejilla es la propuesta en el apartado 3.6 (MA016) del PECCR. Será necesario un dosímetro cuya respuesta en energías sea aproximadamente plana. En los sistemas DR, la medida del factor de rejilla no es posible si la rejilla no puede ser retirada. En el caso de los CR, cuando no es posible la medida directa, es válido el método alternativo descrito en el PECCR sustituyendo la densidad óptica por el valor medio del píxel (VMP). En este caso, se adquieren dos imágenes del maniquí estándar con y sin rejilla respectivamente seleccionando la misma tensión y combinación ánodo/filtro. La primera imagen se obtiene con CAE, colocando el CR en su posición habitual y el maniquí sobre el tablero. La segunda imagen se obtiene con técnica manual colocando el CR sobre el tablero y el maniquí sobre él. Los mAs seleccionados deben proporcionar un VMP en el ROI estándar similar al obtenido en la imagen anterior. El factor de rejilla se calcula según la expresión:

$$FR = \frac{mAs_1}{mAs_2} \left( \frac{d_2}{d_1} \right)^2$$

donde  $mAs_1$  es la carga del tubo asociada con la exposición hecha con el receptor en la posición habitual y  $mAs_2$  corresponde a la exposición con el receptor sobre el tablero.  $d_1$  y  $d_2$  son las correspondientes distancias foco-plano de la imagen en ambos casos. Si los VMP de ambas imágenes difieren entre sí, se realizan dos exposiciones con el CR sobre el tablero que proporcionen un VMP por encima y por debajo del obtenido con rejilla y se interpola el valor de los mAs.

## MAD002. Artefactos de la rejilla

<b>Calificación</b>	ESENCIAL
<b>Tolerancias</b>	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes
<b>Material</b>	Espesores de PMMA de 20, 45 y 60 mm respectivamente.
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; EUR, 1996; IPSM, 1994
<b>Observaciones</b>	Observar si en las imágenes obtenidas con atenuadores uniformes (bloques de PMMA) en el control MAD005 se aprecian las líneas de la rejilla. Cuando las imágenes se visualizan en los monitores es fácil confundir las líneas de barrido del monitor y las líneas de la rejilla.

### VII.2.1.2. Control automático de exposición (CAE)

Antes de comenzar a realizar el control de calidad del CAE, es conveniente informarse de su funcionamiento concreto ya que existen diferencias entre los distintos sistemas. El control de calidad de este dispositivo tiene el objetivo de comprobar que con su utilización los valores de dosis son aceptables y los parámetros de calidad de la imagen se mantienen dentro de unos determinados márgenes independientemente de las características de la mama. En el apartado de dosimetría se detalla la metodología para la determinación de los valores de dosis así como las tolerancias.

En las pruebas propuestas se utiliza el maniquí estándar y placas adicionales de PMMA para simular distintos espesores. Como ya se ha indicado, éstas deben cubrir todo el área sensible del detector y deben colocarse alineadas con el borde del tablero correspondiente a la pared del tórax. En los sistemas con CR, es conveniente utilizar el mismo chasis en todas las exposiciones. El VMP y la desviación típica (DTP) deben medirse utilizando el ROI estándar sobre imágenes brutas. En el caso de los DR, la RSR debe calcularse restando a la señal el valor offset que se determina en la prueba MAD010. En el caso de los CR, la RSR y la RCR se calculan utilizando los valores del píxel linealizados (véase el Apéndice 4). Si el CAE selecciona los factores de exposición en función del espesor, el compresor debe estar en contacto con las placas de PMMA y deben añadirse espaciadores de material blando (poliespan) entre las placas con grosor suficiente para simular en cada caso el espesor de mama equivalente (Apéndice 8, Tabla 7.1). Los espaciadores se colocarán en las esquinas para no interferir con la imagen ni con el sensor del CAE. También es conveniente utilizar marcadores para identificar las imágenes siempre y cuando se coloquen de forma que no interfieran con el sensor del CAE.

En algunas instalaciones con sistemas de CR podría ser difícil medir los VMP y la DTP de los ROIs debido a que el software de la estación de trabajo no dispone de estas herramientas y las imágenes no pueden ser exportadas.

## MAD003. Ajuste del CAE

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Utilizando el maniquí estándar: tiempo de disparo < 2s y dosis glandular < 2,5 mGy. Utilizando el maniquí de calidad de la imagen: espesor umbral < 1,68 $\mu\text{m}$ para un disco de oro de 0,1 mm de diámetro.
<b>Material</b>	Maniquí estándar y de calidad de la imagen, dosímetro placa CR en los equipos con este detector.

**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios  
**T.estimado:** ---  
**Personal:** Experto

**Antecedentes**

**Observaciones** Esta prueba se ha situado en primer lugar por su relevancia, aunque todos los parámetros cuya verificación se propone están incluidos en otras pruebas. La calidad de la imagen y la dosis glandular se analizan en las pruebas MAD020 y MAD026 y el tiempo de exposición en la prueba MA012 del PECCR.

**MAD004.** Selector de exposición: incrementos de exposición por paso.

*Esta prueba solo se realiza en los equipos que utilizan CR como receptor de la imagen*

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Incremento mAs/paso: 5% - 15%  
**Material** Maniquí estándar, dosímetro, placa CR, marcadores.  
**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios  
**T.estimado:** 45 min  
**Personal:** Experto

**Antecedentes** CCE, 2004; CCE, 2006: NHSBSP, 2006

**Observaciones** Situar el maniquí estándar en la forma descrita más arriba. Seleccionar los factores de exposición (ánodo/filtro, kV) o modos de operación del equipo correspondientes a las condiciones clínicas para una mama equivalente. Adquirir una imagen del maniquí en cada posición del selector de exposición o tres posiciones por arriba y por debajo de la posición correspondiente a la práctica clínica. El compresor debe permanecer en contacto con las placas de PMMA. Anotar los mAs utilizados en cada exposición. El incremento por paso en % se calcula dividiendo la diferencia entre los valores de dos pasos consecutivos por el valor correspondiente al más pequeño. En esta prueba hay que considerar que los incrementos de los mAs por paso del selector especificados en la tolerancia producen variaciones pequeñas de la señal. En el futuro, podría ser necesario fijar una nueva tolerancia que ocasione cambios significativos en la señal al pasar de una posición a otra del selector.

**MAD005.** Repetibilidad del CAE

El objetivo de la prueba es verificar la repetibilidad de los parámetros de exposición que son automáticamente seleccionados por el equipo (ánodo/filtro, kV), de los mAs y de la RSR. La medida de la repetibilidad de la RSR es también una medida de la repetibilidad del detector. Si se observasen fallos en el caso de los mAs, debe evaluarse la repetibilidad de los rendimientos para descartar problemas en el generador.

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Repetibilidad de  $DG \leq \pm 5\%$ ;  $RSR \leq \pm 5\%$   
**Material** Maniquí estándar, dosímetro, (placa CR), marcadores, software tratamiento imágenes.  
**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios  
**T.estimado:** CR:60 min; DR: 30  
**Personal:** Experto

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE 2006, NHSBSP, 2006

**Observaciones** Colocar el maniquí estándar en la forma descrita. Seleccionar los factores de exposición o modos de operación del equipo correspondientes a las condiciones clínicas y adquirir 5 imágenes consecutivas. El compresor deberá estar en contacto con las placas de

PMMA. Si el espesor de mama determinado por el sistema depende de la fuerza de compresión aplicada, deberá ejercerse siempre el mismo valor y anotarse. En los sistemas con CR, es conveniente utilizar el mismo chasis en todas las exposiciones. Anotar los mAs de cada exposición. Determinar la RSR midiendo el VMP y la DTP en el ROI estándar centrado en el punto de referencia. El espesor de 45 mm es un valor crítico en algunos sistemas para la selección de los parámetros de exposición (ánodo, filtro y tensión). Por ello puede suceder que a lo largo de la prueba éstos cambien. En este caso se recomienda volver a comprimir o añadir 5 mm al maniquí y reiniciar la prueba con el nuevo espesor.

#### **MAD006.** Reproducibilidad entre sensores del CAE

*Esta prueba se realiza cuando el sistema tiene incorporados distintos sensores (por ejemplo, en el bucky utilizado con las mamas grandes) y también cuando el CAE selecciona todos los factores de exposición (CAE completamente automático).*

<b>Calificación</b>	Complementaria
<b>Tolerancias</b>	mAs $\leq \pm 10\%$ ; RSR $\leq \pm 20\%$ .
<b>Material</b>	Maniquí estándar, dosímetro, (placa CR), marcadores, software tratamiento imágenes.
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 30 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004, CCE 2006, NHSBSP, 2006
<b>Observaciones</b>	Obtener imágenes del maniquí estándar con CAE utilizando los distintos sensores. Anotar los factores de exposición (ánodo/filtro, kV y mAs) seleccionados en cada una de las posiciones. En las imágenes, medir la RSR en el ROI estándar centrado en el punto de referencia. Calcular la reproducibilidad de la RSR. Los distintos sensores, dispuestos en distintas posiciones para determinar la exposición en regiones diferentes de la mama, tienen que proporcionar una respuesta similar cuando se utiliza un maniquí uniforme. Sin embargo, los mAs automáticamente seleccionados aumentan cuando se utilizan los sensores alineados en la dirección ánodo-cátodo para compensar las variaciones en la exposición detectada. Cuando el CAE sea completamente automático, es conveniente verificar que el resto de los factores de exposición que son elegidos automáticamente (ánodo/filtro y kV) se mantienen cuando se desplaza el sensor del CAE.

#### **MAD007.** Compensación con el espesor y la tensión

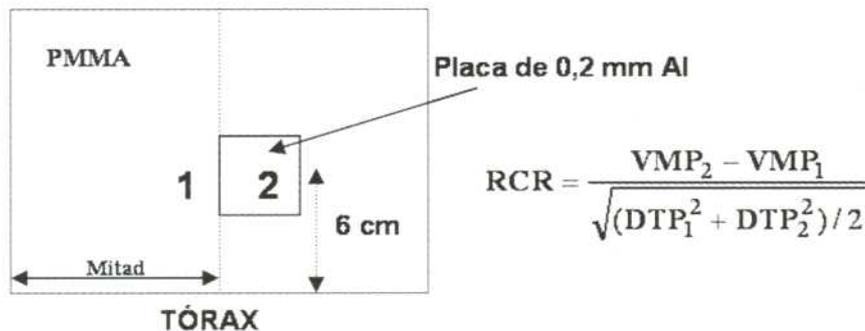
El objetivo de esta prueba es verificar que la calidad de las imágenes evaluada a partir de la RCR es estable y se mantiene dentro de unos determinados márgenes independientemente de las características de la mama.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Para 45 mm PMMA: Desviación RCR $\leq \pm 20\%$ con respecto al valor de referencia estimado en las pruebas iniciales. Para otros espesores: Espesores $< 4,5$ cm: $RCR/RCR_{ME} > 1,05$ . Espesores $> 4,5$ cm: $RCR/RCR_{ME} > 0,8$ . $RCR_{ME} = RCR$ medida para 4,5 cm de PMMA*. (CR*: Alternativamente Desviación Kerma en la placa $< 30\%$ con respecto al valor medio del Kerma para todos los espesores)
<b>Material</b>	Placas de PMMA de 1 cm y 0,5 cm, lámina de 0,2 mm de Al y dimensiones transversales de 10x10 mm, espaciadores de poliespan, (placa CR), marcadores plomados, software tratamiento imágenes.

**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios  
**T.estimado:** CR: 60 min; DR: 30 min  
**Personal:** Experto

**Antecedentes** CCE, 2004; CCE, 2006; NHSBSP, 2006

**Observaciones:** La compensación se verifica evaluando la relación contraste-ruido (RCR) asociada a las imágenes de una lámina de aluminio (99% de pureza) de 0,2 mm de espesor colocada sobre el maniquí estándar y sobre espesores crecientes de PMMA (entre 20 y 70 mm en incrementos de 10 mm). La lámina de Al ha de colocarse entre dos láminas de PMMA y posicionarse de acuerdo con el esquema mostrado en la figura 5. La distancia de la lámina de Al al detector no debe variar durante la realización de la prueba. El sensor del CAE ha de posicionarse de forma que no interfiera con la lámina de Al. Las imágenes se adquirirán con CAE, seleccionando los modos de operación (si hay varios) y factores de exposición correspondientes a las condiciones clínicas y con el compresor presionando las placas de PMMA. Si el CAE selecciona los factores de exposición en función del espesor deben añadirse espaciadores entre las placas hasta alcanzar el espesor de mama equivalente (veáse la Tabla 7.1 del Apéndice 8). Los espaciadores se colocarán en las esquinas y/o bordes para no interferir con la imagen. Anotar los factores de exposición (ánodo/filtro, kV, posición del control de exposición, mAs, etc). Medir sobre las imágenes brutas el VMP y la DTP de los dos ROI estándar en las posiciones 1 y 2 indicadas en la figura. Calcular la RCR de acuerdo con la expresión dada.



**Figura 5.** Posición de la placa de Al de 0,2 mm de espesor y 0,1 x 0,1 cm de lado para medir la RCR

Algunos fabricantes ajustan el CAE para que la RCR asociada al espesor estándar sea muy alta. En este caso, los resultados obtenidos para otros espesores evidenciarían una calidad de la imagen inadecuada (RCR muy por debajo con respecto al valor asociado a la mama estándar).

\*En el caso de los sistemas de CR en los que no sea posible medir la RCR se verificará para cada espesor de PMMA que la desviación del kerma incidente en la placa no difiere en más del 30% del valor medio obtenido a partir de los valores del kerma asociados a las imágenes de cada uno de los espesores.

#### **MAD008.** Constancia del funcionamiento global del CAE

**Calificación** Esencial

**Tolerancias** Reproducibilidad kerma en aire (mAs)  $\leq \pm 5\%$ ; Reproducibilidad RSR  $\leq \pm 20\%$ ; Reproducibilidad RCR  $\leq \pm 20\%$

**Material** Placas de PMMA de 1 cm y 0,5 cm, lámina de 0,2 mm de Al, espaciadores de poliespan, (placa CR), marcadores, software tratamiento imágenes.

**Frecuencia** Semanal  
**T.estimado:** CR: 35 min; DR: 15 min  
**Personal:** Técnico/Experto

## Antecedentes

**Observaciones** Una vez a la semana, adquirir imágenes brutas de 20, 45 y 60 mm de PMMA con la lámina de 0,2 mm de Al colocada como se indica en la figura 5. Seleccionar para cada espesor las condiciones clínicas (modos de operación, posición del CAE si procede) siguiendo el procedimiento descrito en la prueba anterior. Anotar los factores de exposición automáticamente seleccionados y comprobar si coinciden con los seleccionados en controles anteriores. En caso de que difieran, volver a comprimir y a adquirir las imágenes para descartar desajustes en el CAE. Sobre las imágenes brutas medir el VMP y la DTP en las posiciones 1 y 2 (Figura 5) utilizando, si están disponibles, las herramientas del software instalado en la estación de adquisición. Para la exposición de cada espesor, anotar los mAs y calcular la RSR y la RCR. Calcular las desviaciones con respecto a los valores determinados en las pruebas iniciales o de aceptación. Representar los correspondientes valores de las desviaciones en una gráfica como la indicada en el Apéndice 5. En caso de que la unidad de mamografía tenga una carga de trabajo baja, esta prueba se puede realizar una vez al mes. Cuando no sea posible hacer medidas semanales, la constancia se medirá calculando el intervalo de los valores obtenidos en los controles semestrales.

### VII.2.1.3. Sistema de compresión

**MAD009.** Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Desviación $\leq +5$ mm
<b>Material</b>	Bloques de PMMA, metro
<b>Frecuencia</b>	Anual/Semanal/Inicial, tras cambios
	<b>T. estimado:</b> 5 min
	<b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004; CCE, 2006

**Observaciones** Los parámetros de exposición que son seleccionados de forma automática por algunos equipos mamográficos dependen del espesor de la mama que determina el sistema de compresión. Desajustes en dicho sistema pueden originar que la imagen sea adquirida utilizando factores de exposición inadecuados. Para verificar la exactitud, colocar sobre el tablero bloques de PMMA con espesores conocidos comprendidos entre 2 y 8 cm. Comprimir a la máxima fuerza de compresión. Calcular las diferencias entre el espesor indicado y el espesor de PMMA. Semanalmente, se comprobará el espesor indicado durante la realización de la prueba MAD008. En la mayoría de los sistemas, el espesor de la mama se determina a partir de la altura del compresor en la zona en la que está unido al brazo que lo desplaza. Cuando se realiza la compresión sobre mamas reales, el compresor bascula hacia atrás, lo que puede tener como consecuencia que se determine un espesor menor que el real. Para compensar este efecto algunos fabricantes (GE Essential) han modificado la forma en la que el sistema de compresión determina el espesor, de manera que la utilización de bloques de PMMA puede resultar en un fallo de la prueba. Con estos equipos es conveniente utilizar los bloques de PMMA triangulares que el propio fabricante deja con los equipos para evaluar la exactitud de la medida del espesor.

### VII.2.2. DETECTOR

**MAD010.** Función de respuesta.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Coef. de determinación $R^2 > 0,99$ .

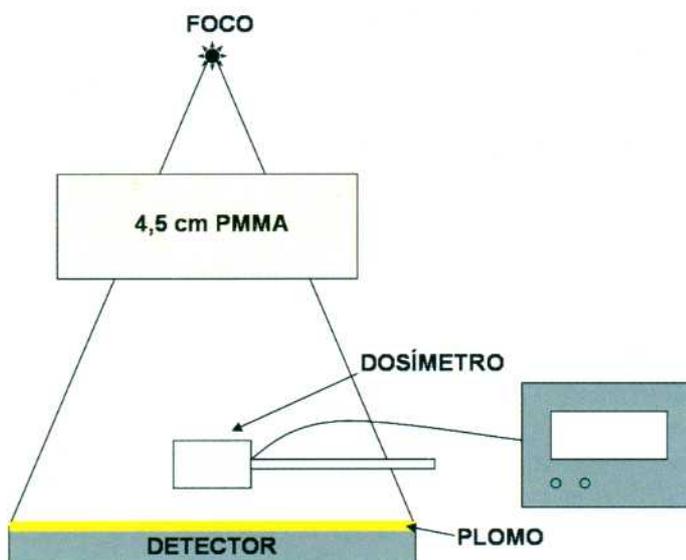
<b>Material</b>	Maniquí estándar, dosímetro, software tratamiento imágenes, marcadores plomados.
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> CR: 50 min; DR: 15 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004; CCE, 2006; NHSBSP, 2006
<b>Observaciones:</b>	

*Pruebas Iniciales:*

Con esta prueba se pretende verificar las especificaciones del fabricante obteniendo la curva o función de respuesta del detector. Para ello es necesario determinar el valor del kerma en aire en la entrada del detector tras atravesar el maniquí estándar y relacionarlo con el VMP medido sobre las imágenes de dicho maniquí.

*Medida del kerma en aire a la entrada del detector (KAD):*

Retirar la rejilla y el compresor y colocar el maniquí próximo al tubo de rayos X para evitar al máximo que la radiación dispersa alcance al detector (Figura 6). El primer paso consiste en determinar el KAD utilizando un dosímetro colocado debajo del maniquí estándar. Se mide la distancia del dosímetro al foco del tubo de rayos X. Para proteger el detector se coloca una placa de plomo. Se realizan tres exposiciones seleccionando tres valores distintos de los mAs y se calcula el KAD a partir de los valores medidos corrigiendo por la distancia foco-detector. Los valores del KAD medidos se ajustan linealmente a los mAs para poder obtener por interpolación el KAD para otros valores distintos de los mAs. Si la sensibilidad del dosímetro fuese insuficiente para medir los valores del KAD con suficiente exactitud, realizar varias exposiciones para cada valor de los mAs seleccionados (tantos como sean necesarios para tener una desviación mejor que el 5%) y medir la dosis acumulada. En los sistemas DR en los que no sea posible retirar la rejilla, se mide el kerma en aire colocando el dosímetro sobre la rejilla y el valor del KAD se estima a partir de estas medidas considerando el factor de rejilla (si este factor se

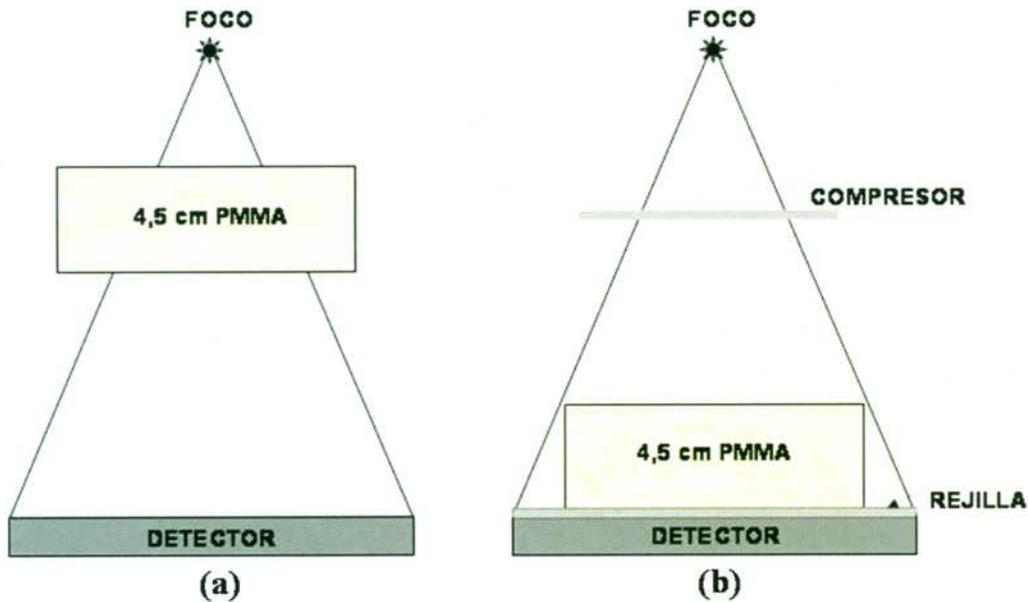


**Figura 6.** Geometría de medida del kerma en aire a la entrada del detector (cubrir con Pb el detector)

desconoce se puede tomar igual a 2,5). Las medidas se deben realizar utilizando la calidad del haz seleccionado por el fabricante durante la calibración, así como en condiciones clínicas.

2) *Obtención de la función de respuesta*

Se retira el dosímetro y se obtienen imágenes en modo manual del maniquí estándar que se mantendrá en la misma posición (Figura 7(a)). En el caso de los CR, la placa se colocará sobre el table-



**Figura 7.** Esquema para la adquisición de imágenes para la determinación de la función de respuesta del detector. (a) Pruebas iniciales; (b) Pruebas rutinarias.

ro. Las imágenes se obtienen seleccionando la calidad del haz (ánodo/filtro y kV) utilizada por el fabricante durante la calibración y en condiciones clínicas. Las imágenes deben obtenerse eligiendo un conjunto de valores de mAs que cubra un intervalo amplio de valores de dosis clínicamente representativos (por ejemplo entre la décima parte y cinco veces el valor del ESAK obtenido en una exposición rutinaria). Los valores del KAD se calculan a partir del ajuste (KAD-mAs) realizado previamente. Sobre las imágenes brutas se mide el VMP y la DTP del ROI estándar colocado en el punto de referencia. Para los sistemas DR, se representa el VMP en función de los valores del KAD (respuesta lineal). Para los CR, se representa el VMP en función del logaritmo del KAD. En ambos casos, se ajustan los valores a una recta y se determina el coeficiente de determinación  $R^2$ . En el caso de los DR, la ordenada en el origen de la recta corresponde al valor "offset" del píxel. Es importante asegurar que el postprocesado en los sistemas CR está anulado o reducido al mínimo (véase el Apéndice 7). Es conveniente realizar estas pruebas para todas las combinaciones ánodo/filtro disponibles, a la tensión clínica y a los valores máximo y mínimo de la tensión. En el caso de los CR, la curva de respuesta obtenida se utilizará en la linealización (Apéndice 4).

En esta prueba también se comprobará si el VMP (o índice de exposición) que se obtiene para un valor concreto del KAD coincide con las especificaciones del fabricante.

**Pruebas Rutinarias:**

En estas pruebas se trata de verificar que se mantiene la linealidad de la función de respuesta verificada durante las pruebas iniciales. Por simplicidad, se coloca el maniquí sobre el tablero y se mantienen la rejilla y el compresor en su sitio (Figura 7(b)). Se obtienen imágenes del maniquí en modo manual seleccionando la calidad del haz (ánodo/filtro y kV) utilizada en condiciones clínicas para mamas con espesores equivalentes al del maniquí. Las exposiciones se harán para un intervalo de valores de mAs similar al seleccionado en las pruebas iniciales. El kerma en aire a la entrada del maniquí se calcula a partir de los mAs y de los rendimientos medidos en la prueba MA014 del PECCR corregidos por distancia. El VMP y la DTP del ROI estándar se miden sobre las imágenes brutas o preprocesadas. Para los sistemas que tienen una respuesta lineal (DR), representar el VMP en función de los valores de kerma en aire incidente en el maniquí. En el caso de los CR, el ajuste se realiza entre el VMP y el logaritmo del kerma en aire incidente en el maniquí. Es importante asegurar que el postprocesado en los sistemas CR está anulado o reducido al mínimo (ver Apéndice 7).

### MAD011. Ruido.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	DR: Coef. de determinación ajuste $RSR^2$ -ESAK ( $R^2$ ) > 0,99. CR: Coef. de determinación ajuste $DTP^2$ -(I/ESAK) ( $R^2$ ) > 0,99
<b>Material</b>	45 mm de PMMA, dosímetro, software tratamiento imágenes.
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T.estimado:</b> 5 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004, CCE 2006
<b>Observaciones:</b>	Utilizando los valores del VMP y la DTP obtenidos en las pruebas iniciales y rutinarias para determinar la función de respuesta (MAD010), se calcula la RSR y la $RSR^2$ . Sistemas DR: representar el $RSR^2$ en función de los valores de kerma en aire o mAs. Estimar la linealidad a partir del mejor ajuste de los valores medidos y calcular el coeficiente de determinación $R^2$ . Sistemas CR: representar los valores de la $DTP^2$ en función de I/ESAK. 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.

### MAD012. Pérdida de imagen en la pared del tórax

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Anchura de la imagen perdida $\leq 5$ mm
<b>Material</b>	Maniquí que contenga marcadores radiopacos con espaciado conocido o regla (alternativamente, monedas, clips, etc)
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T.estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004, CCE 2006, NHSBSP, 2006
<b>Observaciones:</b>	El objetivo de la prueba es determinar la cantidad de tejido mamario de la zona del tórax que no se visualizará en la imagen. En caso de disponer de un maniquí específico o de una regla, colocarlos sobre el tablero identificando y anotando las marcas que coinciden con el borde del mismo. Alternativamente, si no se dispone de los objetos de test anteriores, colocar los marcadores radiopacos (monedas, clips, etc) de forma que queden alineados con el borde del tablero y completamente dentro del campo de radiación. Adquirir una imagen con CAE y visualizarla ajustando el nivel y anchura de la ventana para poder ver en la imagen con nitidez los objetos radiopacos que aparecen en el lado correspondiente a la pared del tórax. Medir la diferencia entre las marcas aplicando, si es necesario, un factor de corrección geométrica que puede ser deducido a partir de distancias previamente conocidas como son las existentes entre marcadores radiopacos. Esta prueba puede realizarse junto con la medida de la coincidencia entre el campo de radiación y el detector (MA004). En caso de que se utilicen monedas, medir sobre la imagen el diámetro en la dirección paralela a la pared del tórax y compararlo con la medida en la dirección perpendicular. La diferencia corresponde a la parte de imagen perdida.

### MAD013. Diferencias de sensibilidad entre placas (Sistemas CR).

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Intervalo $RSR \leq \pm 10\%$ ; Intervalo ESAK (mAs) $\leq \pm 5\%$
<b>Material</b>	Maniquí estándar.

**Frecuencia** Anual; Inicial, tras cambios  
**T. estimado:** 60 min  
**Personal:** Experto

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE 2006, NHSBSP, 2006

**Observaciones:** Con cada placa de CR, obtener en modo automático una imagen del maniquí estándar seleccionando las condiciones clínicas (modo de exposición, selector del CAE, etc.). Anotar el valor de los mAs. Procesar las placas anulando al máximo el postprocesado (véase el Apéndice 7). Medir sobre cada una de las imágenes el VMP y la DTP del ROI estándar centrado en el punto de referencia. Calcular el valor de la RSR de cada imagen utilizando los valores del píxel linealizados. Calcular los intervalos de mAs y RSR. Si los factores de exposición cambiasen al obtener con cada placa la imagen del maniquí estándar, añadir 0,5 cm de PMMA y comenzar la prueba desde el principio. Esta prueba hay que realizarla con todas las placas y formatos existentes en la instalación. El tiempo de duración de la prueba se ha estimado considerando 6 CR (4 de 18x24 y 2 de 24x30) e incluye los tiempos de lectura y el que ha de transcurrir entre la exposición del CR y su lectura.

Para evaluar el intervalo de valores del indicador de exposición (IE), con cada placa se obtendrá una imagen del maniquí estándar en modo manual, seleccionando los factores de exposición usados en condiciones clínicas con CAE (ánodo/filtro y kV) y el valor de los mAs más próximo. Es conveniente que el tiempo que transcurre entre la adquisición y la lectura de las placas sea siempre el mismo. Anotar el valor del IE.

Durante las pruebas iniciales y siempre que haya cambios, en esta prueba deben identificarse las distintas placas de CR existentes en la instalación.

### VII.2.3. HOMOGENEIDAD, ARTEFACTOS Y DISTORSIÓN DEL DETECTOR

#### MAD014. Linealidad espacial (Sólo CR).

**Calificación** Esencial

**Tolerancias** Imagen del borde recto sin variaciones ni puntos con distinto valor de gris.

**Material** Regla metálica o malla para evaluar el contacto cartulina/película (placa CR), software tratamiento imágenes.

**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios  
**T. estimado:** 10 min  
**Personal:** Técnico/Experto

**Antecedentes** NHSBSP, 2006

**Observaciones:** La falta de linealidad del lector láser genera artefactos que pueden entorpecer la detección de estructuras de interés diagnóstico. Colocar un objeto metálico de bordes rectos sobre el chasis del CR y perpendicular a la dirección de barrido del láser. Obtener una imagen seleccionando los factores 28 kV, Mo/Mo (o los factores de exposición usados en la práctica clínica) y un valor de los mAs próximo a 30. En la imagen, analizar el borde del objeto metálico.

#### MAD015. Homogeneidad del receptor de la imagen

**Calificación** Esencial

**Tolerancias** Desviación máxima VMP de los ROI's individuales con respecto al VMP de toda la imagen  $\leq \pm 15\%$ .  
Desviación máxima RSR de los ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR  $\leq \pm 20\%$

**Material** 20, 45 y 70 mm de PMMA que cubran el área completa del receptor.  
**Frecuencia** Anual/ Inicial, tras cambios  
**T. estimado:** 30 min  
**Personal:** Experto

**Antecedentes** CCE, 2004; CCE, 2006, NHSBSP, 2006

**Observaciones:** Exponer el maniquí estándar seleccionando las condiciones clínicas. Visualizar la imagen cruda con una anchura de ventana de  $\pm 10\%$  del VMP para detectar la presencia de artefactos o cambios en la textura del ruido. Anotar ambos valores para utilizarlos en las siguientes ocasiones. Si no se aprecian artefactos, medir el VMP y la DTP de un ROI de  $1 \text{ cm}^2$  situándolo en distintos puntos de la imagen de forma que barra la mayor parte del área, evitando los bordes posteriores y laterales de la imagen (2 cm). Medir el VMP de la imagen cruda completa y calcular el valor medio de la RSR de todos los ROI's individuales. 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. En los sistemas CR debe evitarse al máximo el postprocesado de la imagen (véase el Apéndice 7). Si se detectan inhomogeneidades fuera de tolerancias, girar el maniquí 180 y repetir el proceso para descartar que sean debidos a una falta de uniformidad del PMMA. En la dirección [www.euref.org](http://www.euref.org) está disponible un software libre (Flatfield Test) que automáticamente analiza la homogeneidad (el formato de las imágenes ha de ser DICOM). En las pruebas Iniciales, verificar la homogeneidad también para 20 y 70 mm de PMMA.

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. Otro problema importante que afecta a la homogeneidad es el asociado con alteraciones en el detector (por ejemplo, cristalización en el caso del Se). Algunas de estas inhomogeneidades suelen eliminarse realizando un aplanamiento del campo (flat fielding). Es importante poner de relieve que dicho aplanamiento también puede introducir artefactos si se realiza utilizando condiciones distintas a las definidas durante la calibración (calidades del haz distintas, compresor de espesor diferente, etc).

#### **MAD016.** Constancia en la homogeneidad del receptor

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Intervalo de valores de la máxima desviación de la RSR de las imágenes obtenidas semanalmente  $\leq \pm 5\%$ . Intervalo ESAK (mAs)  $\leq \pm 5\%$   
**Material** Maniquí estándar.  
**Frecuencia** Semanal  
**T. estimado:** 10 min  
**Personal:** Técnico

**Antecedentes**

**Observaciones:** Semanalmente adquirir una imagen del maniquí estándar seleccionando las condiciones clínicas. Visualizar la imagen cruda con una anchura de ventana de  $\pm 10\%$  del VMP para detectar la presencia de artefactos (motas de polvo, etc..) o cambios en la textura del ruido. Anotar ambos valores para utilizarlos en las siguientes ocasiones. Es importante ajustar la anchura y altura de la ventana ya que los artefactos no suelen visualizarse de forma inmediata sobre las imágenes brutas y originan valores del ruido altos que comprometen los resultados de homogeneidad. Si no se observa la presencia de artefactos ni otro tipo de alteraciones, medir el VMP y la DTP en 5 ROI's estándar situados en el centro y en 4 esquinas, evitando los bordes posteriores y laterales de la imagen (2 cm). Obtener la RSR de cada uno de los 5 ROI's y el promedio de los 5 valores (RSR media). Calcular la máxima desviación entre la RSR individual y la

RSR media. Anotar los valores. Calcular el valor del intervalo de las desviaciones máximas de la RSR y del ESAK obtenidos en la medida de la homogeneidad en los controles de alta frecuencia. Se sugiere que cuando la carga de trabajo semanal no sea alta (<10 pacientes/semana), esta prueba se realice mensualmente cuando no sea posible hacer medidas semanales; evaluar la constancia calculando el intervalo de los valores medidos semestralmente.

#### **MAD017.** Artefactos en los CR

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Sin artefactos  
**Material** Maniquí estándar  
**Frecuencia** Semanal/ Inicial, tras cambios

**T.estimado:** 10 min

**Personal:** Técnico/Experto

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE, 2006, NHSBSP, 2006

**Observaciones:** Esta prueba tiene como objetivo determinar si existen artefactos con apariencia similar a los detalles diagnósticos o que puedan entorpecer su visualización. Los artefactos pueden ser debidos a suciedad, arañazos, marcas de dedos o de las ventosas que extraen la placa del chasis, etc (Figura 8). También pueden originarse por la presencia de suciedad en el lector o por estar almacenados en condiciones poco adecuadas (temperaturas de la sala inadecuadas, proximidad a fuentes de radiación...). Todos ellos pueden apreciarse realizando una inspección visual de las imágenes del maniquí estándar obtenidas en las pruebas MAD005 o MAD016. Seleccionar una anchura de ventana de aproximadamente el 10% del valor medio del píxel. Anotar ambos valores para utilizarlos en las siguientes ocasiones. Si dichos artefactos permanecen después de limpiar cuidadosamente las placas de CR (seguir instrucciones del fabricante) y verificar la limpieza del lector, la placa debe retirarse del uso clínico a fin de salvaguardar la fiabilidad del diagnóstico. Cuando exista la sospecha de que los artefactos sean debidos al monitor o impresoras, se puede desplazar la imagen o rotar.

#### **MAD018.** Artefactos de DR

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Comparar con las especificaciones dadas por el fabricante  
**Material** Malla de contacto para mamografía, mapa de píxeles suministrado por el fabricante  
**Frecuencia** Semanal; Inicial, tras cambios

**T.estimado:** 10 min

**Personal:** Experto/Técnico

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE, 2006

**Observaciones** Los artefactos pueden estar originados por fallos en los elementos del detector (del muertos) o por elementos defectuosos sin corregir. Los del muertos pueden observarse en la imagen de la rejilla de contacto obtenida utilizando el CAE. Buscar grupos, columnas o filas de píxeles sin respuesta. Los del defectuosos pueden detectarse en las imágenes obtenidas en la prueba de homogeneidad. Buscar los píxeles cuyo valor se desvíen más de un 20% del VMP en cada ROI. Comparar con el mapa de píxeles que más recientemente haya aportado el fabricante y que debe estar siempre disponible. Este mapa refleja los valores de los píxeles que no se basan en la lectura directa de su propio del. La proporción o número de del muertos o defectuosos admisibles depende del fabricante. En las pruebas de aceptación es conveniente hacer pruebas adicionales para 20 y 70 mm de PMMA. En las pruebas semanales puede utilizarse el software proporcionado por el fabricante. Algunos sistemas disponen de herra-

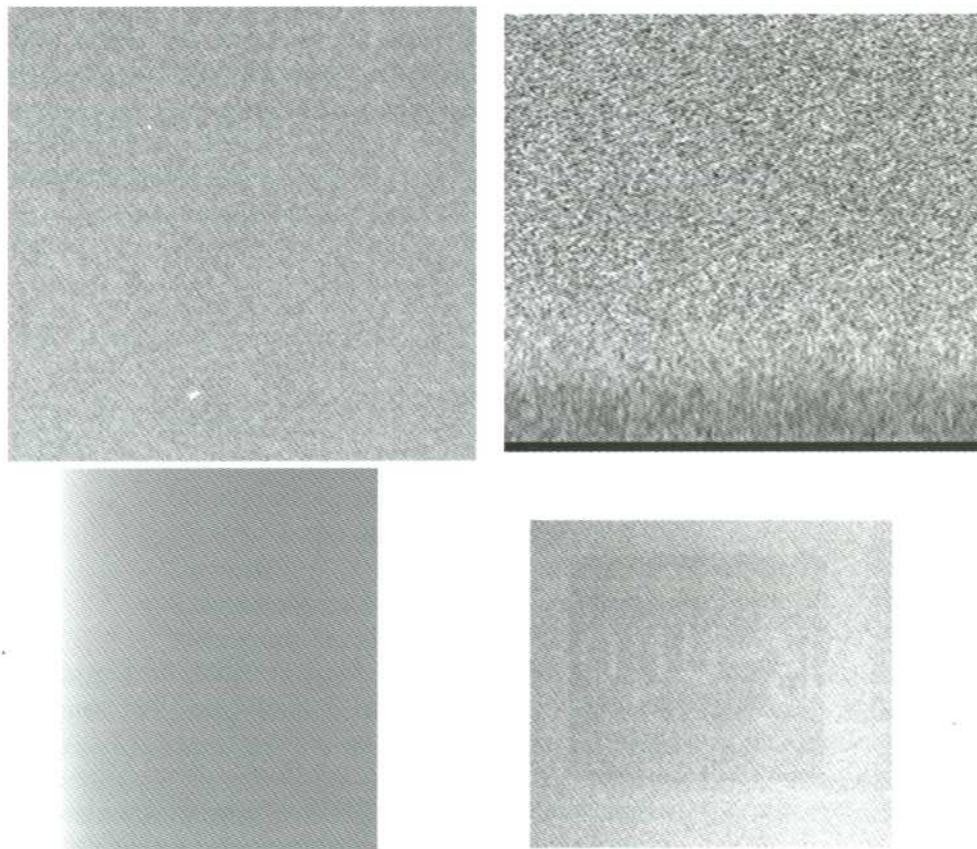
mientas para realizar esta evaluación. Los resultados también deben compararse con las medidas previas hechas en otros controles.

**MAD019.** Pérdida o desvanecimiento de la imagen latente.  
(Solo en sistemas CR)

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** Consultar especificaciones del fabricante  
**Material** Maniquí estándar; placa CR  
**Frecuencia** Inicial, tras cambios.

**T. estimado:** 30 min  
**Personal:** Experto  
**Antecedentes** CCE, 2004; CCE, 2006; NHSBSP, 2006

**Observaciones:** Obtener 5 imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas utilizando la misma placa de CR. El intervalo de tiempo entre la adquisición de la imagen y la lectura de la placa debe ir progresivamente aumentando: 1 min, 2 min, 5 min, 10 min y 30 min. Medir el VMP del ROI estándar centrado en el punto de referencia de cada imagen y evaluar la diferencia o representar sus valores en función del tiempo transcurrido.



**Figura 8.** De arriba abajo y de izquierda a derecha, ejemplos de artefactos de suciedad, cristalización de un detector de panel plano, mal aplanamiento del campo y presencia de la imagen de la etiqueta del chasis como consecuencia del velado de la placa de CR por almacenamiento próximo al equipo de rayos X.

## VII.2.4. CALIDAD DE LA IMAGEN

Las tolerancias que se indican son las propuestas en las Guías Europeas (CCE, 2006) utilizando el maniquí CDMAM (Figura 9). Tal y como se indica en dicho protocolo, los valores aceptables son los valores promedio obtenidos con el maniquí CDMAM en distintos programas de detección precoz de cáncer de mama utilizando cartulina/película. No serán, por tanto aceptables aquellos sistemas digitales que proporcionen una calidad de la imagen inferior a la asociada con los sistemas tradicionales. Esta exigencia se hace todavía más estricta si las imágenes que se obtienen se utilizan para la detección precoz del cáncer de mama. Los valores deseables corresponden a los valores promedio obtenidos en un conjunto de equipos mamográficos digitales.

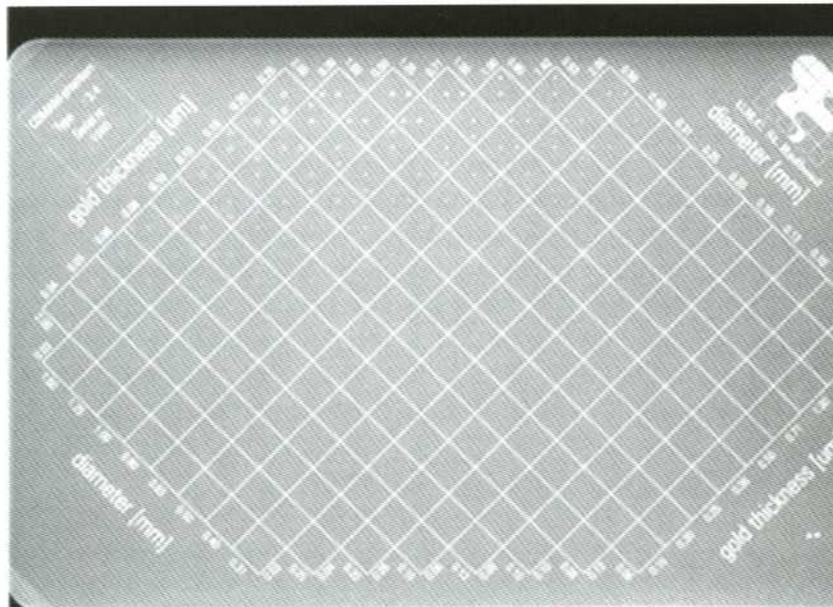


Figura 9. Imagen del maniquí CDMAM (Nijmegen)

**MAD020.** Umbral de contraste.

Calificación	Esencial	
	<i>Espesor umbral del disco de oro (<math>\mu\text{m}</math>)</i>	
Tolerancias	<i>Aceptable</i>	<i>Deseable</i>
2	< 0,069	< 0,038
1	< 0,091	< 0,056
0,5	< 0,150	< 0,103
0,25	< 0,352	< 0,244
0,1	< 1,68	< 1,10
<b>Material</b>	Maniquí contraste-detalle (CD) específico para mamografía; placas de PMMA.	
<b>Frecuencia</b>	Inicial, tras cambios	
	<b>T. estimado:</b> CR:90 min; DR: 75 min	
	<b>Personal:</b> Experto	

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE, 2006

**Observaciones:** En la Unión Europea, el maniquí más extendido para hacer esta evaluación es el maniquí CDMAM. El maniquí contiene un conjunto de discos de oro con distintos espesores (0,03  $\mu\text{m}$  - 2  $\mu\text{m}$ ) y diámetros (0,1 mm - 2 mm). La calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste (mínimo espesor visualizado) correspondiente a cada diámetro. El espesor total del maniquí en la configuración recomendada por el fabricante (placa con objetos de test más 4 placas de PMMA de 1 cm) es de aproximadamente 45 mm y equivale en cuanto a atenuación a una mama de 60 mm de espesor. Las imágenes del maniquí deben obtenerse con CAE, seleccionando las condiciones habitualmente utilizadas en la práctica clínica para una mama equivalente. En caso de que el CAE seleccione los factores de exposición en función del espesor determinado por el compresor, interponer espaciadores de material suave (polispan) entre las placas de PMMA y el compresor hasta alcanzar los 6 cm de espesor de mama equivalente evitando que intercepten la matriz de los detalles del maniquí. Es conveniente obtener también imágenes en condiciones de referencia a fin de poder comparar con otros sistemas. La evaluación debe realizarse sobre las imágenes brutas con el objeto de determinar la capacidad inherente del detector. En los sistemas en los que no es posible eliminar por completo el procesado, se aplicará la técnica que menos manipule la imagen. Deben obtenerse varias imágenes (4 si la evaluación se hace con observadores y 8 si se utiliza el programa de evaluación automática) con el maniquí desplazado ligeramente para variar la posición relativa entre los detalles y los elementos del detector. Las imágenes deben ser evaluadas por dos o más observadores expertos que han de ser siempre los mismos para minimizar la variabilidad inter-observador entre controles sucesivos. Las condiciones de iluminación ambiental serán las habitualmente utilizadas por los radiólogos en el examen de las imágenes de pacientes. Si las imágenes se visualizan sobre un monitor, se recurrirá a todas las herramientas disponibles (zoom, variación de la anchura y nivel de la ventana, etc.) de cara a evitar que el factor limitante sea el monitor. En el momento de la instalación y tras cambios importantes (sobre todo reajustes del CAE), sería aconsejable obtener imágenes del maniquí con otros espesores. En caso de utilizar el software de evaluación automática de las imágenes (CDCOM, [www.euref.org](http://www.euref.org)) utilizar una tasa de detección del 75% al objeto de que los resultados sean compatibles con los que obtendría un panel de evaluadores. El tiempo propuesto para la realización de esta prueba incluye el tiempo necesario para adquirir las imágenes y para ser evaluadas por un observador.

#### **MAD021.** Constancia de la calidad de la imagen

<b>Calificación</b>	ESENCIAL
<b>Tolerancias</b>	La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia debe ser $\leq$ reproducibilidad del valor de referencia
<b>Material</b>	Maniqués de calidad de la imagen (TOR (MAX), TOR(MAM), ACR); placas de PMMA y lupa
<b>Frecuencia</b>	Quincenal/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> CR:30 min DR:10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto

#### **Antecedentes**

**Observaciones:** Durante las pruebas iniciales se obtendrá el valor de referencia para cada uno de los objetos de prueba contenidos en el maniquí de calidad de imagen. El procedimiento a seguir tanto en las pruebas iniciales como en las rutinarias es el mismo. Consiste en obtener 3 imágenes del maniquí en condiciones clínicas con la geometría y posicionamiento recomendados en cada caso por el fabricante. Las imágenes serán evaluadas por dos o más observadores expertos (es recomendable que sean siempre los mismos para minimizar la varia-

bilidad inter-observador entre controles sucesivos). Se seguirán los métodos de puntuación de la imagen propuestos por cada fabricante. Las condiciones de iluminación ambiental serán las habitualmente utilizadas por los radiólogos en el examen de las imágenes de pacientes. Si las imágenes se visualizan sobre un monitor, se recurrirá a todas las herramientas disponibles (zoom, variación de la anchura y nivel de la ventana, etc.) para evitar que el factor limitante sea el monitor.

#### **MAD022.** Resolución espacial

<b>Calificación</b>	Complementario
<b>Tolerancias</b>	No debe ser inferior a la resolución asociada con el tamaño del píxel del detector.
<b>Material</b>	Patrón o patrones de resolución (hasta 20 pl/mm), placas de PMMA
<b>Frecuencia</b>	Inicial, tras cambios <b>T.estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	NHSBSP, 2006
<b>Observaciones:</b>	Con esta prueba se trata de verificar que el factor limitante de la resolución espacial es el tamaño del píxel del detector, y que, por tanto, no hay otros factores como pueden ser la degradación del tamaño del foco o fallos en el monitor de la estación de trabajo que deterioran la resolución. La resolución asociada al detector (pl/mm) puede calcularse aproximadamente utilizando la expresión $1/(2x \text{interespaciado entre píxeles})$ . Hay que tener en cuenta que problemas asociados con el foco del tubo de rayos X sólo pueden ser percibidos si el tamaño del píxel es igual o inferior a las 50 $\mu\text{m}$ . En condiciones automáticas de exposición, obtener imágenes del patrón de resolución situándolo sobre 4,5 cm de PMMA. Las barras han de formar 45° con el eje ánodo/cátodo para evitar interferencias con los elementos del detector o con las líneas de barrido del monitor. Cuando el patrón de resolución este incluido como objeto de prueba en un maniquí de calidad de la imagen, añadir placas de PMMA hasta conseguir un espesor total de 4,5 cm y situar el maniquí en la parte superior. Puesto que la resolución varía en la dirección ánodo-cátodo, es conveniente colocar el patrón de barras siempre a la misma distancia de la pared del tórax. Evaluar las imágenes contando el número de pares de líneas que se resuelven. Si la diferencia con respecto al valor nominal o el valor determinado durante la instalación supera las tolerancias será necesario averiguar si el tamaño del foco ha sufrido cambios o si el problema es debido a un funcionamiento inadecuado del detector.

#### **MAD023.** Distorsión geométrica

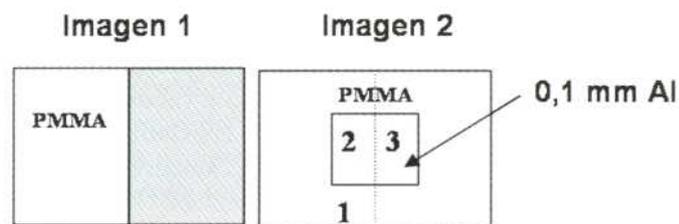
<b>Calificación</b>	ESENCIAL
<b>Tolerancias</b>	Sin distorsión.
<b>Material</b>	Rejilla de contacto de mamografía o maniquí que contenga líneas para medir distancias.
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios <b>T.estimado:</b> 5 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2004, CCE, 2006
<b>Observaciones:</b>	Obtener imágenes del maniquí en condiciones automáticas de exposición. Evaluar visualmente las imágenes en búsqueda de posibles distorsiones. Si se aprecian, habría que determinar primeramente su origen (detector, monitor o impresora).

## MAD024. Remanencia de la imagen

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Factor de remanencia < 0,3
<b>Material</b>	Maniquí estándar, lámina de Al de 0,2 mm de espesor
<b>Frecuencia</b>	Anual/Inicial, tras cambios
	<b>T.estimado:</b> 10 min
	<b>Personal:</b> Técnico/Experto

**Antecedentes** CCE, 2004, CCE, 2006, NHSBSP, 2006

**Observaciones:** Situar el maniquí estándar de forma que cubra únicamente la mitad del detector. Obtener una imagen en modo manual seleccionando los factores de exposición utilizados en condiciones clínicas. Transcurrido 1 minuto, adquirir en las mismas condiciones de exposición una imagen del maniquí estándar colocado de forma que cubra todo el detector con la lámina de Al en la parte superior y centrada (Figura 10). Medir el VMP en los ROIs situados en los puntos indicados en el gráfico sobre las imágenes brutas. En los CR debe anularse el postprocesado al máximo que sea posible. El factor de remanencia se calcula de acuerdo con la expresión que aparece más abajo.



$$FR = \frac{VMP (3) - VMP (2)}{VMP (1) - VMP (2)}$$

**Figura 10.** Esquema de la geometría para obtener las imágenes (VMP = Valor medio del píxel)

**MAD025.** Eficiencia de detección cuántica (DQE), función de transferencia de modulación (MTF) y espectro de potencia de ruido (NPS).

<b>Calificación</b>	Complementario.
<b>Tolerancias</b>	Utilizar como valores de referencia los valores determinados durante la instalación del equipo
<b>Material</b>	Borde para la MTF, bloque de PMMA, software de cálculo de la MTF, NPS y DQE.
<b>Frecuencia</b>	Inicial, tras cambios.
	<b>T.estimado:</b> 45 min
	<b>Personal:</b> Experto

**Antecedentes** CIE, 2007; CCE, 2004; CCE, 2006, Fujita; 1992; Samei, 1998; Dobbins, 1995; Moy, 1999; Maidment, 2003

**Observaciones:** La metodología para determinar la MTF, el NPS y la DQE de los detectores digitales para mamografía se describe en la norma CIE 62220-1-2. La prueba debe realizarse durante la instalación del equipo y siempre que se realicen cambios en el detector o en el equipo que puedan afectar a la calidad de la imagen. También es aconsejable realizarla cuando se produzcan cambios importantes como, por ejemplo, una disminución importante en la resolución determinada con el patrón de pares de líneas. El software elegido para el cálculo de las funciones debe estar suficientemente probado.

## VII.2.5. DOSIMETRÍA

### MAD026. Dosis glandular promedio

Calificación	ESENCIAL			
	Tolerancias		DG (mSv)	
	Espesor (cm)			
	PMMA	Mama equivalente	Aceptable	Deseable
	2	2,1	<1,0	<0,6
	3	3,2	<1,5	<1,0
	4	4,5	<2,0	<1,6
	4,5	5,3	<2,5	<2,0
	5	6	<3,0	<2,4
	6	7,5	<4,5	<3,6
	7	9	<6,5	<5,1

**Material:** Dosímetro, maniquí estándar y maniqués de PMMA con espesores entre 2 y 7 cm

**Frecuencia** Anual/Inicial, tras cambios

**T. estimado:** 15 min

**Personal:** Experto

**Antecedentes** Dance, 1990; Dance, 2000, CCE, 2004; Morán, 2005; Chevalier, 2005.

**Observaciones** Utilizar los factores de exposición utilizados en la obtención de las imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas durante la prueba MAD007. El valor del ESAK puede medirse directamente o estimarse a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como:

$$ESAK = (mGy/mAs) mAs (f_1/f_2)^2$$

siendo:

mGy/mAs, el rendimiento del tubo medido en el punto de referencia con compresor y sin retrodispersión para la combinación ánodo/filtro y la tensión de trabajo

mAs, la carga del tubo necesaria para obtener la imagen con control automático de exposición.

$f_1$  la distancia del centro del dosímetro al foco del tubo

$f_2$  la distancia entre la superficie de entrada del maniquí estándar y el foco del tubo.

El valor de la DG se obtiene a partir del ESAK y de coeficientes de conversión que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo (Dance, 1990; Wu, 1991; Wu, 1994; Klein, 1997; Boone, 1999; Dance, 2000). En este protocolo se utilizan los coeficientes de conversión obtenidos por Dance, de forma que:

$$DG = ESAK \cdot c \cdot g \cdot s$$

El coeficiente  $g$  depende del espesor de la mama y de la calidad del haz de rayos X (capa hemirreductora). El coeficiente  $c$  depende del espesor, glandularidad de la mama y de la calidad del haz. El valor del coeficiente  $s$  depende de la combinación ánodo/filtro. En el Apéndice 8 se indican los valores de dichos coeficientes.

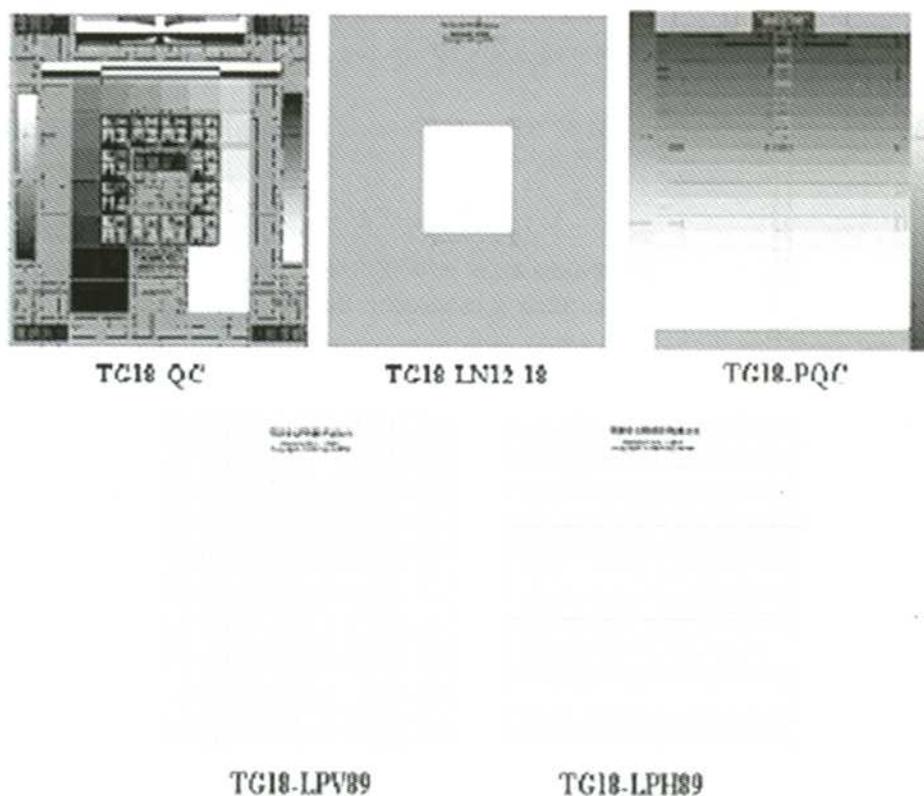
Cuando el equipo disponga de un ánodo de Mo, es conveniente determinar también el valor de la DG en condiciones estándar (DGS), es decir, a 28 kV y Mo/Mo. Esto posibilita hacer

comparaciones entre distintos sistemas y servirá para evaluar la constancia del sistema cuando se produzcan cambios en las condiciones clínicas de obtención de las imágenes.

Los valores de DG en pacientes se calculan a partir de las medidas del ESAK y de los valores de los coeficientes que se indican en el Apéndice 8 para mujeres en dos grupos de edad (entre 50 y 64 y entre 40 y 49 años). Con este método de cálculo se asume que la glandularidad de la mama es aproximadamente la misma para las mujeres que están incluidas dentro de cada grupo. Los datos de pacientes para la estimación de las dosis individuales pueden obtenerse a partir de las cabeceras DICOM en los sistemas DR. En las imágenes adquiridas con CR no queda almacenada la información relativa a la técnica. En la bibliografía se ha incluido la dirección web desde la que se puede bajar libremente software para el cálculo de la DG para grupos de pacientes (NHSBSP, 2004).

## VII. 2. 6. PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN

Para la realización de las pruebas que se detallan en este apartado es aconsejable disponer de las imágenes de ensayo diseñadas por el Grupo de Trabajo 18 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (TG18 de la AAPM) (Figura 11). Dichas imágenes pueden descargarse sin ningún coste de la página web del TG18: <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18> o de la página web de EUREF ([www.euref.org](http://www.euref.org)). Algunas de estas imágenes están disponibles en dos versiones: 2k y 1k, debiéndose utilizar la versión correspondiente a las características del monitor que se va a evaluar. En el caso de las impresoras, se utilizará la versión 2k. Algunos sistemas de visualización pueden requerir versiones modificadas de estas imágenes que pueden descargarse de la página web de



**Figura 11.** Imágenes de ensayo del Grupo de trabajo 18 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (TG18 AAPM). Pueden descargarse libremente en <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18> o en [www.euref.org](http://www.euref.org).

EUREF (www.euref.org). Las imágenes de ensayo deberán almacenarse en la estación de trabajo durante su instalación o deberán ser accesibles a través del PACs o del ordenador de la estación.

La versión de 16 bit de los patrones del TG-18 debe visualizarse con una anchura de ventana (AV) de 4096 y un nivel de ventana (NV) de 2048 excepto los patrones TG18-PQC, TG18-LN y TG18-AFC con los que se debe seleccionar una AV de 4080 y NV de 2040. Las imágenes de ensayo se mostrarán en los monitores a máxima resolución de forma que, siempre que sea posible, un píxel de la imagen coincida con un píxel del monitor. Durante las pruebas, el brillo y el contraste de los monitores deben mantenerse constantes. Las condiciones de visualización de las imágenes de ensayo deberán ser las habituales (ventanas, persianas, cortinas, monitores adicionales encendidos o apagados, negatoscopios,...) y se deberán anotar para reproducirlas en controles posteriores. Antes de empezar con las medidas, el monitor deberá estar encendido al menos durante 30 minutos.

## VII.2. 6.1. MONITORES

De forma general se recomienda que los monitores estén colocados de forma que se minimice la reflexión especular de fuentes directas de luz tales como luces del techo, negatoscopios o lámparas quirúrgicas. La reflexión de estas fuentes de luz no se debería observar en la superficie del monitor cuando el observador se encuentra en la posición habitual de trabajo. Los monitores del tipo CRT no deben estar próximos a posibles fuentes de campos magnéticos. La altura del monitor debe ser tal que el centro de la pantalla se encuentre ligeramente por debajo de la altura de los ojos.

### MAD027. Inspección visual del monitor.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Imágenes de la prueba sin artefactos, sin distorsión ni pérdidas de contraste.
<b>Material</b>	Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semanal <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Realizar una breve verificación del estado del sistema de visualización, consistente en la presentación de una imagen de ensayo tipo SMPTE o TG18-QC. Con una inspección visual detenida de dicha imagen que no debe llevar más allá de 5 - 10 minutos, puede determinarse si alguno de los parámetros del sistema está fuera de tolerancias: artefactos, resolución espacial y de bajo contraste, distorsión geométrica, etc. Comprobar que no existe distorsión observando que los bordes se vean completamente, las líneas horizontales y verticales sean rectas y que la imagen se presenta centrada en la pantalla. Comprobar que se ven las rejillas de alto y bajo contraste, así como los contrastes del 5% y 95%. En caso de fallar este tipo de pruebas rutinarias, se deberá proceder a un control exhaustivo que determine su causa.

### MAD028. Iluminación ambiental

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Para monitores de diagnóstico, $L_{\text{ambiental}} < 0.25 L_{\text{min}}$ ó alternativamente, $I_{\text{ambiental}} < 10 \text{ lux}$

<b>Material</b>	Medidor de luminancia, medidor de iluminancia, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 AD o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Se define la luminancia ambiental ( $L_{\text{ambiental}}$ ) como la generada en el monitor por reflexiones de la iluminación ambiente ( $I_{\text{ambiental}}$ ). La relación entre ambas es:

$$L_{\text{ambiental}} = R_d * I_{\text{ambiental}}$$

siendo  $R_d$  el coeficiente de reflexión difusa del monitor. Para garantizar que la visualización de bajo contraste se mantenga en la zona de bajo brillo del monitor debe cumplirse que:

$$L_{\text{ambiental}} < 0,25 * L_{\text{min}}$$

con  $L_{\text{min}}$  el valor de luminancia mínima del monitor. Combinando ambas expresiones se obtiene:

$$I_{\text{ambiental}} < (0,25 * L_{\text{min}})/R_d$$

Para no complicar excesivamente las medidas puede ser suficiente con garantizar que la iluminación ambiental se mantiene por debajo de 10 lux para monitores de diagnóstico y que no se detectan puntos de luz reflejados sobre la pantalla ni la presencia de fuentes de luz en el campo de visión del usuario. La medida de la iluminación ambiental debe hacerse con el monitor apagado, el medidor de iluminancia colocado en el centro del monitor y el detector mirando hacia fuera; con ello se consigue medir la luz que incide sobre la superficie del monitor. Una alternativa a esta medida es observar la imagen del objeto de ensayo TG18-AD en condiciones de completa oscuridad y con la iluminación ambiente normal. Si se observan diferencias en el umbral de contraste observado en ambas circunstancias, debe reducirse la luz ambiente.

#### **MAD029.** Distorsión geométrica

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Desviaciones entre medidas ortogonales < 2% para monitores de diagnóstico Desviaciones entre medidas ortogonales < 5% para monitores de visualización
<b>Material</b>	Regla, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Se requiere la inspección de la imagen visualizada de la retícula de un objeto de ensayo para determinar la exactitud de la presentación de la imagen en términos del tamaño de la imagen, posición y grado de distorsión.

#### **MAD030.** Niveles extremos de brillo o luminancia

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	$L_{\text{max}} \geq 170 \text{ cd/m}^2$ ; $L_{\text{max}}/L_{\text{min}} \geq 250$ para monitores de diagnóstico $L_{\text{max}} \geq 100 \text{ cd/m}^2$ ; $L_{\text{max}}/L_{\text{min}} \geq 100$ para monitores de visualización

	Las diferencias de luminancia máxima entre varios monitores de una misma estación de trabajo no deben ser superiores al 5%
<b>Material</b>	Medidor de luminancia telescópico, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC, TG18 LN o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Medir la máxima y mínima luminancia del monitor. En caso de utilizar el objeto de ensayo SMPTE, debe magnificarse de manera que tanto el cuadrado negro (0%) como el cuadrado blanco (100%) ocupen toda la zona central de la pantalla sucesivamente. Debe incluirse la contribución de la luz ambiental a ambas luminancias ( $L_{max}$ y $L_{min}$ ), bien midiendo con un medidor telescópico de luminancias, o bien sumando $L_{ambiental}$ a las medidas realizadas con un medidor de contacto. El cociente $L_{max}/L_{min}$ puede aumentarse reduciendo la iluminación ambiental de la sala o por ajustes del monitor, por lo que las medidas deberán realizarse con la luz ambiental utilizada clínicamente.

### MAD031. Curva de brillo o luminancia

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	La curva de luminancia del monitor debe ajustarse a la curva DICOM. $dL/L \leq 10\%$ para monitores de diagnóstico $dL/L \leq 20\%$ para monitores de visualización
<b>Material</b>	Medidor de luminancia telescópico, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC, TG18 LN o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 30 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	La curva de luminancia de un monitor de diagnóstico debe ajustarse a la curva DICOM (GSDF, Grayscale Standard Display Function). Para comprobar este extremo deben medirse las luminancias desde el negro hasta el blanco (11 valores para el objeto SMPTE y 18 valores para el TG18). Los datos obtenidos pueden introducirse en una hoja de cálculo (puede descargarse una al efecto de la página web de EUREF). Las diferencias entre el contraste de luminancias medidas y el ajuste teórico debe ser inferior al 10% para monitores de diagnóstico e inferior al 20% para monitores de visualización. La curva GSDF depende de la iluminación ambiental, por lo que conviene realizar las medidas con la iluminación habitualmente utilizada para el diagnóstico.

### MAD032. Uniformidad del brillo o luminancia

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	$(L_{max}-L_{min})/(L_{Centro}) < 0,3$
<b>Material</b>	Medidor de luminancias de contacto, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 UNL o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005

**Observaciones** El objetivo es determinar la variación del brillo con la posición. Debe medirse la luminancia en la zona central de la pantalla y en los cuatro cuadrantes. La falta de uniformidad de un monitor se evalúa calculando la diferencia entre los valores extremos dividida por su valor medio y no debe ser superior al 30%. Visualmente deben descartarse diferencias significativas en el brillo con el ángulo de visión del monitor. En este caso, es conveniente utilizar un medidor de luminancias de contacto; si se utiliza uno telescópico, deberá acoplarse un cono o deflector que minimice la influencia de la luz ambiental.

#### **MAD033.** Resolución espacial de alto y bajo contraste

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist del monitor debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen.  
Diferencias del 5% en brillo deben ser igualmente visibles  
**Material** Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC, TG18 LPH / LPV o similar  
**Frecuencia** Semestral/Inicial, tras cambios  
**T. estimado:** 10 min  
**Personal:** Experto  
**Antecedentes** CCE, 2006; AAPM, 2005  
**Observaciones** Para cuantificar la resolución del monitor de TV puede utilizarse un objeto de ensayo de barras horizontales y verticales con un factor de modulación del 100% para el caso de "alto contraste". Para el bajo contraste, diferencias del 5% de contraste en toda la escala de luminancias deben ser visibles.

#### **MAD034.** Artefactos

**Calificación** Esencial  
**Tolerancias** No deben ser visibles artefactos de ningún tipo  
**Material** Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar  
**Frecuencia** Semestral/Inicial, tras cambios  
**T. estimado:** 10 min  
**Personal:** Experto  
**Antecedentes** CCE, 2006; AAPM, 2005  
**Observaciones** Debe prestarse especial atención a posibles píxeles defectuosos (en los monitores LCD), inestabilidades temporales del brillo (parpadeo), interferencias, temblores en la imagen, etc.

### VII.2. 6.2. IMPRESORAS

La verificación de la calibración de las impresoras se debe realizar para cada combinación "emisor de imagen (estación de trabajo + lector de CR + equipo de rayos X,...) - impresora", utilizando el software de visualización de las imágenes mamográficas. Esto es debido a que en el proceso de impresión, el sistema que envía la imagen aplica una LUT (*Look Up Table*) a los valores de los píxeles denominada "LUT de envío" y la impresora aplica su "LUT de impresión" a los valores que recibe. La suma de estos dos procesos es la que debe estar ajustada a la curva DICOM (GSDF, Grayscale Standard Display Function) para garantizar la correcta calibración de las imágenes impresas. Las impresoras tienen capacidad de aplicar más de 8 LUTs diferentes

dependiendo del origen de las imágenes y del tipo de éstas (radiología convencional, mamografía, pediatría,...).

Por otro lado, las impresoras disponen de varios patrones imprimibles que pueden ser usados para que los técnicos realicen controles de calidad semanales. No obstante, para poder garantizar que las imágenes que se imprimen son similares a las obtenidas enviándolas desde las estaciones de trabajo, el técnico debe garantizar que la impresora aplica la misma LUT que la utilizada con esas imágenes.

#### **MAD035.** Inspección visual de la imagen impresa.

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Imágenes de ensayo impresas sin distorsión, sin artefactos y visualización completa de la escala de grises
<b>Material</b>	Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semanal <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Realizar una breve verificación del estado de la impresora, consistente en la impresión de una imagen de ensayo tipo SMPTE o TG18-QC. Con una inspección visual detenida de dicha imagen que no debe llevar más allá de 5 - 10 minutos, puede determinarse si alguno de los parámetros del sistema está fuera de tolerancias. Inspeccionar la imagen utilizando un negatoscopio con la suficiente luminancia (usar diafragmas y modificar la iluminación ambiental a conveniencia) para determinar si se visualizan de forma adecuada las escalas de grises siguiendo las instrucciones dadas con el objeto de ensayo. También buscar la presencia de artefactos. En caso de fallar este tipo de pruebas rutinarias, se deberá proceder a un control exhaustivo que determine su causa.

#### **MAD036.** Distorsión geométrica

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Desviaciones entre medidas ortogonales < 2%
<b>Material</b>	Regla, imágenes de ensayo SMPTE, TG18QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Se requiere la inspección de la imagen impresa de la retícula del objeto de ensayo para determinar la precisión de la presentación de la imagen, en términos del tamaño de la imagen, posición y grado de distorsión.

#### **MAD037.** Niveles extremos de densidad óptica

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	$D_{min} < 0.25 \text{ D.O.}$ ; $D_{max} > 3.40 \text{ D.O.}$
<b>Material</b>	Densitómetro, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto

<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Medir la máxima y mínima densidad óptica de una imagen impresa del objeto de ensayo.

#### MAD038. Escala de grises

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	La curva de densidades debe ajustarse a la curva DICOM; $dL/L \leq 10\%$
<b>Material</b>	Densitómetro, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios
	<b>T. estimado:</b> 30 min
	<b>Personal:</b> Experto

<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	La curva de densidades de una impresora debe ajustarse a la curva DICOM (GSDF, Grayscale Standard Display Function). Para comprobar este extremo deben medirse las densidades ópticas desde el negro hasta el blanco (11 valores para el objeto SMPTE y 18 valores para el TG18). Para pasar estos valores de densidad óptica a la curva GSDF debe tenerse en cuenta que la relación entre densidad óptica (DO) y luminancia (L) es:

$$L = L_a + L_0 * 10^{-DO}$$

donde  $L_a$  es la contribución a la luminancia debida a la iluminación ambiente reflejada por la película. Su valor depende de la reflectancia de la película y de la iluminación ambiental y el valor habitual en radiología convencional es  $10 \text{ cd/m}^2$  que es el estándar DICOM. Aunque las medidas experimentales realizadas en salas de lectura de mamografía indican que el valor de esta magnitud estaría más próximo a  $1 \text{ cd/m}^2$  (CCE, 2006), el considerar el valor de  $10 \text{ cd/m}^2$  optimiza los resultados.

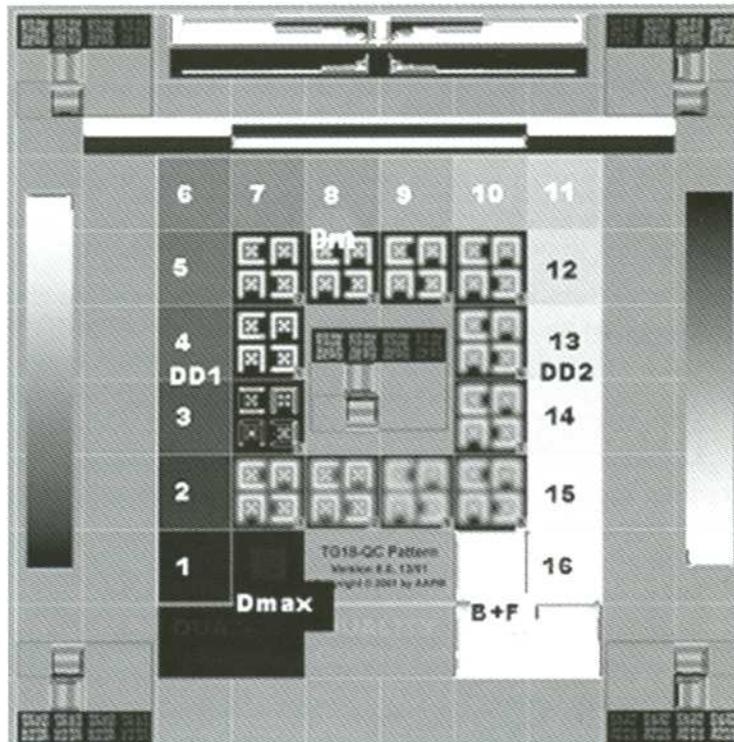
$L_0$  es la luminancia del negatoscopio sin película y su valor varía de unas instalaciones a otras. En mamografía, se requiere que los negatoscopios sean de alta luminancia (entre 2000 y  $6000 \text{ cd/m}^2$  en el Protocolo Español y entre 3000 y  $6000 \text{ cd/m}^2$  en las Guías Europeas). Si no se dispone del valor concreto de la instalación se puede asumir  $4000 \text{ cd/m}^2$  para realizar los cálculos. Los datos obtenidos pueden introducirse en una hoja de cálculo. Las diferencias entre el contraste de luminancias medidas y el ajuste teórico deben ser inferiores al 10%.

#### MAD039. Sensitometría

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	Desviación $D_{MAX} \leq 0,15$ ; Desviación $DD \leq \pm 0,15$ ; Desviación $D_M \leq \pm 0,15$ ; Desviación $B+V \leq 0,03$
<b>Material</b>	Densitómetro, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 UNL o similar
<b>Frecuencia</b>	Semanal (Ver nota)
	<b>T. estimado:</b> 10 min
	<b>Personal:</b> Técnico

<b>Antecedentes</b>	
<b>Observaciones</b>	Medir las densidades ópticas (DO) sobre las imágenes de ensayo o sobre el patrón de escala de grises (cuña escalonada) que imprime directamente la impresora.

a) Sobre las imágenes de ensayo medir:



**Figura 12.** Imagen de ensayo del TG18-QC indicando los puntos de medida de las densidades ópticas.

DO del área de 0,5% de contraste o de máxima densidad ( $DO_{MAX}$ ); la diferencia de DO (DD) entre las áreas 4 (DD1) y 13 (DD2); la DO media ( $DO_M$ ) en el área 8; la base+velo en el cuadrado de contraste 95-100%. (Ver figura 12).

b) Sobre la cuña escalonada medir:

DO del escalón más oscuro ( $DO_{MAX}$ ); la diferencia de DO (DD) entre los escalones con DO más próxima a 2,2 (DD1) y a 0,45 (DD2) pero no por debajo de éste último; la DO media ( $DO_M$ ) en el escalón más próximo pero no por debajo de 1,2; la Base+Velo (B+V) en el escalón más claro.

Como se indica en la introducción, es importante imprimir la cuña escalonada aplicando la LUT asociada a las imágenes mamográficas. Dicha cuña escalonada es utilizada por la impresora como patrón interno para realizar un autochequeo y reajustarse cuando se inicia una caja nueva de películas. La medida de las densidades ópticas de cuatro escalones y la verificación de la constancia de los valores obtenidos respecto de los determinados en el estado de referencia puede ser suficiente para garantizar el correcto funcionamiento de la misma. La verificación semestral del cumplimiento con la GSDF garantizará que la calibración de la impresora y las LUT's aplicadas a las imágenes son correctas.

NOTA: La frecuencia propuesta es para el control de calidad de las impresoras láser secas. En caso de que sean húmedas, la periodicidad ha de pasarse a diaria.

#### **MAD040.** Uniformidad de la imagen

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	$(D_{max}-D_{min})/((D_{max}+D_{min})/2) < 0.1$
<b>Material</b>	Densitómetro, imágenes de ensayo SMPTE, TG18 UNL o similar

<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Técnico/Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	El objetivo es determinar la variación de la densidad óptica con la posición. Debe medirse la densidad óptica en la zona central de la imagen impresa y en los cuatro cuadrantes. La diferencia entre los valores extremos dividida por su valor medio es una medida de la falta de uniformidad de una impresora y su valor no debe ser superior al 10%.

#### **MAD041.** Resolución espacial de alto y bajo contraste

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist de la impresora debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen. Diferencias del 5% en densidad óptica deben ser igualmente visibles
<b>Material</b>	Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Para cuantificar la resolución de una impresora puede utilizarse un objeto de ensayo de barras horizontales y verticales con un factor de modulación del 100% para el caso de "alto contraste". Para el bajo contraste, diferencias del 5% de contraste en toda la escala de densidades deben ser visibles.

#### **MAD042.** Artefactos

<b>Calificación</b>	Esencial
<b>Tolerancias</b>	No deben ser visibles artefactos de ningún tipo
<b>Material</b>	Imágenes de ensayo SMPTE, TG18 QC, -PQC, -UN80 y -UNI10 o similar
<b>Frecuencia</b>	Semestral/Inicial, tras cambios <b>T. estimado:</b> 10 min <b>Personal:</b> Experto
<b>Antecedentes</b>	CCE, 2006; AAPM, 2005
<b>Observaciones</b>	Las imágenes impresas deben ser examinadas cuidadosamente para detectar posibles artefactos de impresión: líneas, zonas de no uniformidad, motas, etc.

## BIBLIOGRAFÍA

- AAPM 2005. Assessment of display performance for medical imaging systems. AAPM On-line report No. 03.
- AAPM 2006. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. AAPM Report N° 93.
- Albagli, D, Hudspeth, H, Possin, G, Lee, J, Granfors, P, and Giambattista, B. 2003. Performance of advanced a-Si/CsI-based flat panel X-ray detectors for mammography. Proc. SPIE 5030, 553-563.
- Beuville E, Cahn R, Cederström B, Danielsson M, Hasegawa B, Lundqvist M and Nygren D. 1998. High resolution mammography using a scanned slit silicon strip detector. In Digital Mammography. The 4th International Workshop on Digital Mammography, IWDM 1998, Nijmegen, the Netherlands. Edited by Karssemeijer N., Thijssen M., Hendriks J. and van Erning L. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, The Netherlands. 27-30.
- Bloomquist, AK, Yaffe, MJ, Pisano, ED, Hendrick, RE, Mawdsley, GE, Bright, S, Shen, SZ et al. 2006. Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I. Med. Phys. 33 (3), 719-736.
- 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.
- Burgess, A. 2004. On the noise variance of a digital mammography system. Med. Phys. 31 (7), 1987-1995.
- Cartón, AK, Vandenbroucke D, Struye L, Maidment A, Kao YH, Albert M, Bosmans H, Marchal G. 2005. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. Med. Phys. 32 (6), 1684-1695.
- (\*) CCE (Comisión de las Comunidades Europeas). 2005. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening. Draft Edition.
- 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).
- CEI (Comisión Electrotécnica Internacional). 2007. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography. Publication IEC 62220-1-2 (Geneva: IEC).
- Chevalier M, Morán P, Fernández Soto JM, Vañó E. 2001. The use of phantoms to assess image quality in digital mammography. Workshop on "Physical parameters for the optimization of image quality and dose of digital images". Leuven (Bélgica).
- Chevalier M, Morán P, Fernández Soto JM, Vañó E, Martínez Asensio MV, Cepeda T. 2005. Análisis comparativo de valores de dosis a pacientes obtenidos con dos equipos de mamografía digital. Libro resúmenes XV Congreso Nacional Física Médica. (Pamplona).
- Cooper, VN, Oshiro, T, Cagnon, CH, MacLeod-Stockmann, TM, Bezrukly, N. 2003. Evaluation of detector dynamic range in the x-ray exposure domain in mammography, Med. Phys. 30, 2614-2621.
- Danielsson M, Bornefalk H, Cederström B, Chmill V, Hasegawa B, Lundqvist M, Nygren D and Tabár T. 2000. Dose-efficient system for digital mammography. Proc. SPIE, 3977, 239-249.
- Dance DR. 1990. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35, 1211-1219.
- Dance DR et al. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol, Phys. Med. Biol. 45, 3225-3240
- Dobbins JT. 1995. 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 (2); 171-181
- Fujita H, Tsai D, 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(1); 34-39.
- Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, Scalzetti EM, Dance DR. 2002. How good is the ACR accreditation phantom for assessing image quality in digital mammography. Acad Radiol. 9(7); 764-72.
- ImageJ. W Rasband. National Institute of Health, USA.
- IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). 2005. The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems. Report 89 (York: IPSM).
- Jiménez Alarcón JI, Chapel Gómez ML, Núñez Quintanilla AT, Evaluación del sistema de radiografía computarizada Konica REGIUS 170, Rev. Fis. Méd. 6(2), 71-80.
- McLean ID, Heggie JCP, Herley J, Thomson FJ and Grewal RK, 2007. ACPSEM Position Paper. Interim Recommendations for a Digital Mammography Quality Assurance Program. Austral Phys & Eng Sci Med 30(2), 65-101

- Maidment A, Albert M. 2003. Conditioning data for calculation of the modulation transfer function. *Med. Phys.* 30, 248-253.
- Metz CE, Doi K. 1979. Transfer function analysis of radiographic imaging systems. *Phys. Med. Biol.* 24, 1079-1106.
- Monnin, P, Gutierrez, D, Bulling, S, Guntem, D and Verdun, F.R., A comparison of the performance of digital mammography systems. *Medical Physics*, 34: 906-914, 2007.
- Morán P, Chevalier M, Ten JI, Fernández Soto JM, Vañó E. 2005. A survey of patient dose and clinical factors in a full-field digital mammography system. *Rad. Prot. Dos.*, 114 (1-3), 375-379.
- Moy JP, Bosset B. 1999. How does real offset and gain corrections affect the DQE in images from X-ray flat detectors. *Proc. of SPIE* 3659.
- National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2007. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ([http://medical.nema.org/dicom/2007/07\\_01pu.doc](http://medical.nema.org/dicom/2007/07_01pu.doc))
- National Health Service Breast Screening Program (NHSBSP). 2004. Breast Dose Surveys in the NHSBSP: Software and Instruction Manual Version 2.0. NHS Cancer Screening Programmes (NHSBSP Report 0405). <http://www.cancerscreening.nhs.uk/breastscreen/publications/mammography-equipment.html#me-iqad>
- National Health Service Breast Screening Program (NHSBSP). 2006. Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems. (En [www.cancerscreening.nhs.uk](http://www.cancerscreening.nhs.uk)).
- National Health Service Breast Screening Program (NHSBSP). 2007. Routine control tests for full field digital mammography systems. National Breast Screening Programme Report No. NHSBSP Equipment Report 0702, 32 Osiris. Medical Imaging Software. University Hospital of Geneva.
- Pisano ED, Cole EB, Major S, et al. 2000. Radiologists' preferences for digital mammographic display. *Radiology*, 216, 820-830.
- Pisano ED, Hendrick E, Yaffe M, Baum JK, Acharyya S, et al. 2005. Diagnostic performance of digital versus Film Mammography for Breast Cancer Screening. *NEJM*, 353, 1773-1840.
- Polischuk, B, Savard, S, Loustauneau, V, Hansroul, M, Cadieux, S, and Vaque 2001. A Se-based flat-panel detector for screening mammography. *Proc. SPIE*. 4320, 582-589.
- Rogge F, Bosmans H, Willems P, Marchal G. 2003. The use of MTF calculation in global and local resolution assessment in digital mammography. *Pro. SPIE* 5030, 896-907
- Rogge F, Vandenbroucke D, Struye L, Bosmans H, Willems P, Marchal G. 2002. A practical method for detected quantum efficiency (DQE) assessment of digital mammographic systems in the radiological environment. *Pro. SPIE* 4682, 645-655
- Rogge F, Bosmans H, Marchal G. 2004. Practical MTF calculation in digital mammography: A multicenter study. *Pro. SPIE* 5368, 761-769
- Rose, A. 1948. The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J Opt Soc Am*, 38 (2), 196-208.
- Rose, A. 1973. *Vision: Human and Electronic*. Ed. Plenum Press (New York)
- Rowlands, JA. 2002. The Physics of Computed Radiography. *Phys. Med. Biol.* 47, R123-R166.
- Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. 1998. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med. Phys.* 25(1), 102-113
- Samei E. (chairman) and TG18 members. 2005. Assessment of display performance for medical imaging systems: Executive summary of AAPM TG18 report. *Med. Phys.* 32 (4): 1205-1225
- SEFM - SEPR 2002. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión I.
- Tesic MM, Piccaro MF and Munier B. 1999. Full field digital mammography scanner. *Eur J Radiol* 31, 2-17.
- Vedantham, S, Karellas, A, Suryanarayanan, S, Albagli, D, Han, S, Tkaczyk, E J, Landberg, C E, Opsahl-Ong, B, Granfors, P R, Levis, I, D'Orsi, C J, and Hendrick, R E. 2000. Full Breast Digital Mammography with an Amorphous Silicon-based Flat Panel Detector: Physical Characteristics of a Clinical Prototype. *Med Phys.* 27, 558-567.
- Yaffe, MF et al. 2006. Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial. *Med. Phys.* 33 (3), 737-752.
- Yorker, JG, Jeromin, LS, Lee, DLY, Palecki, EF, Golden, KP, and Jing, Z. 2002. Characterization of a full field digital mammography detector based on direct X-ray conversion in selenium. *Proc. SPIE* 4682, 21-29.
- Young, KC, Cook, J H C, Oduko, JM, Bosmans, H. 2006. Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems, *Proc. SPIE*, 6142, 614206-1 - 614206-13.

## GLOSARIO

### B

**Brillo:** Véase luminancia.

**Bucky:** Dispositivo que puede incluir el tablero sobre el que se coloca la mama, el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición.

### C

**CR:** Ver Radiografía computarizada.

**Corriente oscura:** Corriente presente en el detector en ausencia de señal externa asociada con la agitación térmica.

### D

**Del:** Cada una de las unidades elementales que componen el detector en sistemas de paneles planos.

**Desviación:** Diferencia entre el valor medido ( $y_m$ ) y el valor de referencia de una magnitud ( $y_r$ ). Como valor de referencia del parámetro se puede tomar su valor nominal, el valor obtenido en las pruebas iniciales o de aceptación o el valor medio de un conjunto de medidas. La desviación se puede expresar en términos absolutos ( $y_m - y_r$ ) o relativos (%) en la forma:

$$\left( \frac{y_m - y_r}{y_r} \right) * 100$$

La desviación máxima

**Desviación típica del valor del píxel (DTP):** Desviación típica del valor de los píxeles contenidos en una región de interés (ROI).

**DICOM:** Acrónimo de la norma NEMA "Digital Imaging and Communications in Medicine" 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.

### F

**Flat panel:** Ver panel plano

**Frecuencia de Nyquist:** Valor máximo de frecuencia espacial que puede resolver un sistema de muestreo digital.

**Función de respuesta:** Relación entre la exposición que llega al detector y la señal que éste proporciona.

### G

**GSDF:** Acrónimo de "Grayscale Standard Display Function", curva de brillo o luminancia definida en la norma DICOM a la que deben ajustarse los sistemas de visualización.

### I

**IE:** Ver indicador de exposición.

**Iluminación:** El nivel de iluminación o iluminancia es la cantidad de flujo luminoso incidente sobre una superficie. Su unidad de medida en el SI es el lux.

**Image J:** Software de dominio público para el análisis y tratamiento de imágenes. Admite diferentes formatos, entre ellos, el formato DICOM (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>). ImageJ puede manejar cualquier tipo de imagen DICOM. Sólo presenta en pantalla 256 niveles de grises aunque internamente la imagen no se modifica y mantiene el nº de bits por píxel de la imagen original. Si usamos un monitor de mamografía específico, de 5MP o, incluso, de 10 MP, ImageJ no es capaz de visualizar correctamente esa imagen.

**Imagen bruta:** Imagen a la que no se le ha aplicado ningún tipo de procesado a excepción de los relativos a las correcciones del detector y homogeneización. En la cabecera DICOM se identifican por el valor asignado a la etiqueta de la relación píxel-intensidad: "for processing".

**Imagen preprocesada:** Imagen que ha sido corregida de píxeles defectuosos, aplanamiento del campo, etc. pero a la que no se le ha aplicado ningún procesado de presentación de la imagen.

**Imagen procesada:** Imagen que se obtiene tras aplicar los algoritmos de procesado y sobre la que se realiza el diagnóstico.

**Indicador de exposición (IE):** Este parámetro está asociado al valor promedio del kerma en aire a la entrada del detector del tipo CR. Su nombre suele indicarse con abreviaturas que varían entre los distintos fabricantes así como su relación con el kerma en aire incidente en el detector. Su valor suele mostrarse en la imagen.

**Interespaciado (pitch) del píxel:** Distancia entre los centros de dos píxeles adyacentes. En las cabeceras DICOM, a este parámetro se le denomina "*imager pixel spacing*" y generalmente coincide con el espaciado entre los elementos detectores (del)

**Intervalo:** Conjunto de valores de una magnitud entre dos límites dados. De forma absoluta puede calcularse como la diferencia entre los valores máximo y mínimo del conjunto. De forma relativa, se calcula de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\left( \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\text{medio}}} \right) * 100$$

$V_{\max}$  = Valor máximo;  $V_{\min}$  = Valor mínimo  $V_{\text{medio}}$  = Valor medio.

**IP:** Acrónimo del término inglés imaging plate con el que se designa a las placas de radiografía computarizada (CR).

## L

**Linealización:** Proceso de conversión del valor del píxel en energía absorbida por el detector.

**Luminancia:** La luminancia es la intensidad aparente de la luz proveniente o reflejada por un objeto o punto determinado. Se mide en  $\text{cd}/\text{m}^2$  (candelas por metro cuadrado). El equivalente psicológico es el brillo.

**Look Up Table:** También denominadas **LUT**, pueden traducirse como "*tablas de consulta*". Consisten en tablas de datos, ordenados habitualmente en forma matricial, que se utilizan para ahorrar tiempos de computación manteniendo los datos a consultar en memoria. En el caso del procesado de imágenes, estas tablas vinculan los valores resultantes del procesado con índices numéricos que son el resultado de diferentes operaciones como pueden ser la asignación de colores, operaciones de conversión para mejorar la visualización de las imágenes impresas o sobre monitor, etc.

## O

**Osiris.** Medical Imaging Software. Software de dominio público para el análisis y tratamiento de imágenes médicas.

## P

**Panel plano:** Denominación que recibe un tipo de detector utilizado en radiología digital debido a su forma y tamaño. La tecnología asociada a estos detectores se caracteriza por la utilización de materiales amorfos (selenio o silicio) que actúan como convertidores (directos o indirectos) del haz de rayos X en carga eléctrica que es colectada por una matriz de transistores de película fina (TFT) sobre la cuál está depositado el material convertidor.

**Píxel:** Elemento más pequeño de la imagen digital o discreta.

**Profundidad del píxel:** Número de valores en los que se discretiza la intensidad de la señal asociada a un del. En los sistemas mamográficos, la profundidad del píxel está entre 1024 (10-bits) y 16384 (14-bits) dependiendo del tipo de tecnología.

**Punto de referencia:** Posición de medida situado a 6 cm del borde correspondiente a la pared del tórax, centrado lateralmente y situado a 4,5 cm sobre la superficie del tablero en un plano paralelo al mismo. Para la determinación del valor medio del píxel y la desviación típica, el punto de referencia corresponde a un punto de la imagen del maniquí que diste 6 cm del borde correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente

## R

**Radiografía Computarizada (CR):** Tecnología de radiología digital que hace uso de placas de fósforos fotoestimulables con luz láser.

**Relación señal-ruido (RSR):** La RSR se calcula de acuerdo con la expresión:

$$RSR = \frac{\text{VMP del ROI estándar}}{\text{DEP del ROI estándar}}$$

**Relación contraste-ruido (RCR):** RCR de un objeto específico se calcula de acuerdo con la expresión:

$$RCR = \frac{\text{VMP del ROI (señal)} - \text{VMP del ROI (fondo)}}{\sqrt{\frac{\text{DEP del ROI (señal)}^2 + \text{DEP del ROI (fondo)}^2}{2}}}$$

**Remanencia:** Permanencia de la imagen previa en la imagen. La remanencia puede afectar al contraste de la imagen.

**Repetibilidad:** Indica el grado de concordancia entre los resultados de las medidas ( $\geq 3$ ) del mismo mesurando realizadas en una única sesión con la totalidad de las mismas condiciones de medida. En este protocolo, se estima como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales,  $y_i$ , y el valor medio,  $y_{\text{medio}}$ , es decir  $|y_i - y_{\text{medio}}|_{\text{max}}$ . También se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

$$\frac{|y_i - y_{\text{medio}}|_{\text{max}}}{y_{\text{medio}}} * 100$$

**Reproducibilidad:** Indica el grado de concordancia entre los resultados de las medidas del mismo mensurando efectuadas bajo diferentes condiciones de medida. Se estima de forma análoga a la repetibilidad.

**ROI:** Región de interés seleccionada dentro de la imagen.

**ROI estándar:** La región de interés (cuadrada o circular de  $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) en la cuál se miden el valor medio del píxel y la desviación típica.

**Ruido:** Fluctuaciones aleatorias del valor del píxel que no están relacionadas con variaciones en la imagen del objeto o estructura. La desviación típica de los valores del píxel en un ROI de la imagen suele tomarse como un estimador del ruido.

## V

**Valor medio del píxel (VMP):** Valor medio del valor de los píxeles contenidos en una región de interés (ROI).

**Valor del píxel:** Valor discreto asignado a un píxel. El valor del píxel determina el valor del gris.

**Valor "offset" del píxel** En algunos sistemas se añade un valor constante al valor de todos los píxeles para asegurar que no hay valores negativos. Dicho valor se define como el valor "offset" del píxel.

## APÉNDICE I

### RELACIÓN DE PRUEBAS ESENCIALES

Tabla 1.1. Pruebas de baja frecuencia a realizar por el Experto: Equipo rayos X.

	Frecuencia			Tiempo (min)
	Inicial	Anual	Semestral	
Coincidencia campo de radiación-película	x	x		15
Artefactos del equipo	x		x	20
Exactitud y repetibilidad de la tensión	x		x	20
Filtración. Capa hemirreductora	x	x		15
Tiempo de exposición para las condiciones clínicas	x	x		10
Repetibilidad del Rendimiento	x	x		10
Valor del rendimiento; Tasa de dosis	x	x		25
Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente (o el tamaño del foco)	x	x		15
Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla	x			15
Artefactos de la rejilla	x	x		15
<b>TIEMPO TOTAL</b>	<b>160</b>	<b>145</b>	<b>40</b>	

Tabla 1.2. Pruebas de baja frecuencia a realizar por el Experto: Monitores.

	CR			
	Frecuencia			Tiempo (min)
	Inicial	Anual	Semestral	
Iluminación ambiental	x		x	10
Distorsión geométrica	x		x	10
Niveles extremos de brillo o luminancia	x		x	10
Curva de brillo o luminancia	x		x	30
Uniformidad del brillo o luminancia	x		x	10
Resolución espacial de alto y bajo contraste	x		x	10
Artefactos	x		x	10
<b>TIEMPO TOTAL</b>	<b>90</b>		<b>90</b>	

Tabla 1.3. Pruebas de baja frecuencia a realizar por el Experto: Impresoras.

	CR			
	Frecuencia			Tiempo (min)
	Inicial	Anual	Semestral	
Distorsión geométrica	x		x	10
Niveles extremos de densidad óptica	x		x	10
Escala de grises	x		x	30
Uniformidad de la imagen	x		x	10
Resolución espacial de alto y bajo contraste	x		x	10
Artefactos	x		x	10
<b>TIEMPO TOTAL</b>	<b>80</b>		<b>80</b>	

Tabla 1.4. Pruebas Esenciales a realizar por el Experto. (Los tiempos consignados para los CR se han calculado sobre la base de utilizar una única IP para realizar las pruebas, un tiempo de lectura de 3,5 min y 5 min como intervalo de tiempo entre la exposición y la lectura).

	CR			DR		
	Frecuencia		t (min)	Frecuencia		t (min)
	Inicial	Anual		Inicial	Anual	
Incremento de exposición por paso (CR)	x	x	45			
Repetibilidad del CAE	x	x	60	x	x	30
Compensación del CAE para distintas tensiones y espesores	x	x	60	x	x	30
Deformación del compresor	x	x	15	x	x	15
Fuerza de compresión	x	x	10	x	x	10
Función de respuesta del receptor	x	x	50	x	x	15
Ruido	x	x	5	x	x	5
Pérdida de imagen en la pared del tórax	x	x	10	x	x	10
Diferencias de sensibilidad entre placas (CR)	x	x	60			
Funcionamiento del láser (Linealidad espacial)	x	x	10			
Homogeneidad receptor de la imagen	x	x	30	x	x	30
Pérdida o desvanecimiento de la imagen latente (CR)	x		30			
Umbral de contraste (CDMAM)	x		90	x		75
Distorsión geométrica	x	x	5	x	x	5
Remanencia de la imagen	x	x	10	x	x	10
Dosimetría	x	x	15	x	x	15
<b>TIEMPO TOTAL</b>	<b>505</b>	<b>385</b>		<b>250</b>	<b>175</b>	

Tabla 1.5. Pruebas de alta frecuencia a realizar por el Técnico de Radiodiagnóstico (TER).

	CR			DR		
	Frecuencia		t (min)	Frecuencia		t (min)
	Quincenal	Semanal		Quincenal	Semanal	
Constancia del funcionamiento global del CAE		X	35		X	15
Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión		X	5		X	5
Constancia en la homogeneidad del receptor		X	10		X	10
Artefactos CR		X	10			
Artefactos DR					X	10
Constancia de la calidad de la imagen	X		30	X		10
Inspección visual monitor	X		10	X		10
Inspección visual impresora	X		10	X		10
Sensitometría		X	15		X	15
<b>TIEMPO TOTAL</b>	<b>50</b>	<b>75</b>		<b>30</b>	<b>55</b>	

## APÉNDICE 2

### INSTRUMENTACIÓN PARA EL CONTROL DE CALIDAD

**Dispositivo de medida de la MTF** (CIE 62220-1-2, 2007), atenuador cuadrado de bordes bien pulidos con dimensiones de aproximadamente 120 mm de largo y 60 de ancho montado sobre un soporte que facilite el posicionamiento del atenuador sobre el tablero. El material del atenuador puede ser acero inoxidable 0,8 mm de espesor o wolframio de 1,0 mm de espesor.

**Dosímetro**, intervalo de medida de 0,1 mGy a 100 mGy como mínimo. Exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ,

**Espaciadores**, de poliespam rígido con espesores de 8 mm y 20 mm o con otros espesores que puedan sumar los indicados.

**Kilovoltímetro específico para mamografía**, intervalo 20 a 35 kV, exactitud  $\pm 1$  kV, reproducibilidad  $\pm 1\%$ .

**Marcadores plomados**, para identificar las imágenes.

**Medidor de tiempos**, intervalo 1 ms a 99 s, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ . Puede estar integrado en un equipo compacto (recomendable con ordenador y programa),

**Láminas de aluminio** de pureza superior al 99,9 % de acuerdo con ISO 2092; espesores entre 0,1 y 0,7 mm con incrementos de 0,1 mm; exactitud en el espesor mejor que  $-10\%$ . Las láminas anteriores pueden reducirse a cuatro de la misma pureza y espesores de 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm y 0,7 mm de aluminio,

**Lámina de aluminio cuadrada (CAE)**, de pureza superior al 99,9 %, con un espesor de 0,2 mm y 10 mm de lado.

**Láminas apilables de polimetilmetacrilato (PMMA)** de 5 y 10 mm de espesor; que sumen, al menos, un espesor total de 70 mm y con dimensiones transversales rectangulares superiores a 150 mm x 100 mm que cubran la superficie completa del detector. La tolerancia para los espesores deberá estar dentro de  $\pm 1$  mm y la uniformidad de los mismos dentro de  $\pm 0,1$  mm. Las láminas anteriores pueden reducirse a tres de las mismas características y con espesores de 20 mm, 45 mm y 60 mm. Con estas láminas puede formarse el maniquí estándar descrito a continuación.

**Malla de contacto** de al menos 20 líneas/cm.

**Maniquí estándar**, de polimetilmetacrilato (PMMA) con un espesor de 45 mm que equivale, aproximadamente, a una mama promedio de 52 mm de espesor en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. La tolerancia para el espesor deberá estar dentro de  $\pm 1$  mm y su uniformidad dentro de  $\pm 0,1$  mm. Es aconsejable que las otras dimensiones sean rectangulares con lados  $\geq 150$  mm x 100 mm o semicirculares con un radio  $\geq 100$  mm. Se puede formar con las láminas apilables de PMMA.

**Maniquí para medida del tejido perdido en la pared del tórax**, con marcadores radiopacos con espaciado conocido (por ejemplo, regla plomada).

**Densitómetro** con un intervalo de medida 0 a 4 DO, una reproducibilidad de  $\pm 10\%$  y una exactitud que verifique:

$$|\Delta DO| \leq 0,02 \text{ para } DO \leq 0,1$$

$$\frac{|\Delta DO|}{DO} \leq 0,02 \text{ para } DO \leq 1$$

**Balanza**, con un intervalo de medida entre 50 y 300 N como mínimo y una incertidumbre inferior a 5 N; reproducibilidad mejor que  $\pm 5 \%$ .

**Gomaespuma** con dimensiones transversales de 100 x 150 mm y espesor entre 20 mm y 50 mm y pelotas de tenis.

**Regla y cinta métrica.**

**Lupa** 4x - 15x,

**Medidor de luminancia telescópico** con una exactitud de  $\pm 10 \%$  y una reproducibilidad de  $\pm 5 \%$

**Medidor de iluminancia** con una exactitud de  $\pm 10 \%$  y una reproducibilidad de  $\pm 5 \%$

**Objetos de test para evaluar la calidad de la imagen** (deberá contener detalles específicos que simulen los objetos de diagnóstico en la imagen mamográfica y también la atenuación y dispersión de una mama promedio) que permita evaluar:

- *resolución de alto contraste*: maniquí de resolución formado por mallas o conjuntos de grupos de barras situados en direcciones perpendiculares. Deberá ser posible evaluar hasta 20 pl/mm como mínimo.
- *umbral de sensibilidad de bajo contraste*, relevante en la detección de masas tumorales: círculos con un tamaño  $\sim 6$  mm de diámetro.
- *visibilidad de pequeños detalles* de interés para la detección de microcalcificaciones puntuales o agrupadas: detalles con un diámetro aproximado de 0,5 y 0,25 mm, a ser posible con distintos contrastes.
- *sensibilidad del sistema para visualizar estructuras filamentosas de bajo contraste*: grupos de fibras de bajo contraste con distinta resolución u orientadas en diferentes direcciones.

## APÉNDICE 3

### VALORES TÍPICOS DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA MEDIDOS PARA DIFERENTES COMBINACIONES ÁNODO/FILTRO Y TENSIONES (CEC, 2006)

En el capítulo 3 del Protocolo Español de Control de Calidad se daban, a modo de orientación, el intervalo de valores para la capa hemirreductora (CHR) correspondiente a 28 kV, sin compresor y diferentes combinaciones ánodo/filtro. En este apéndice se amplían los valores a otras tensiones y combinaciones dada la importancia que tiene este parámetro para el cálculo de la dosis glandular. Los valores que se presentan corresponden a la CHR medida con el compresor.

kV	Mo + 30 $\mu$ m Mo	Mo + 25 $\mu$ m Rh	Rh + 25 $\mu$ m Rh	W + 50 $\mu$ m Rh	W + 0,45 $\mu$ m Al
25	0,33 $\pm$ 0,02	0,40 $\pm$ 0,02	0,38 $\pm$ 0,02	0,52 $\pm$ 0,03	0,31 $\pm$ 0,03
28	0,36 $\pm$ 0,02	0,42 $\pm$ 0,02	0,43 $\pm$ 0,02	0,54 $\pm$ 0,03	0,37 $\pm$ 0,03
31	0,39 $\pm$ 0,02	0,44 $\pm$ 0,02	0,48 $\pm$ 0,02	0,56 $\pm$ 0,03	0,42 $\pm$ 0,03
34		0,47 $\pm$ 0,02		0,59 $\pm$ 0,03	0,47 $\pm$ 0,03
37		0,50 $\pm$ 0,02			0,51 $\pm$ 0,03

## APÉNDICE 4

### LINEALIZACIÓN DE LAS MEDIDAS DEL ROI

La linealización del valor medio del píxel (VMP) y de la desviación típica (DTP) medidos en una región de interés (ROI) es un procedimiento necesario cuando la función de respuesta del detector no obedece a una ley lineal como ocurre en la mayoría de los CR. A partir de la función de respuesta determinada experimentalmente:

$$\text{VMP} = m \log(\text{ESAK}) + b$$

el VMP y la DTP se linealizan con respecto a la energía absorbida por el detector aplicando las siguientes expresiones:

$$\text{VMP}' = 10^{(\text{VMP}-b)/m}$$

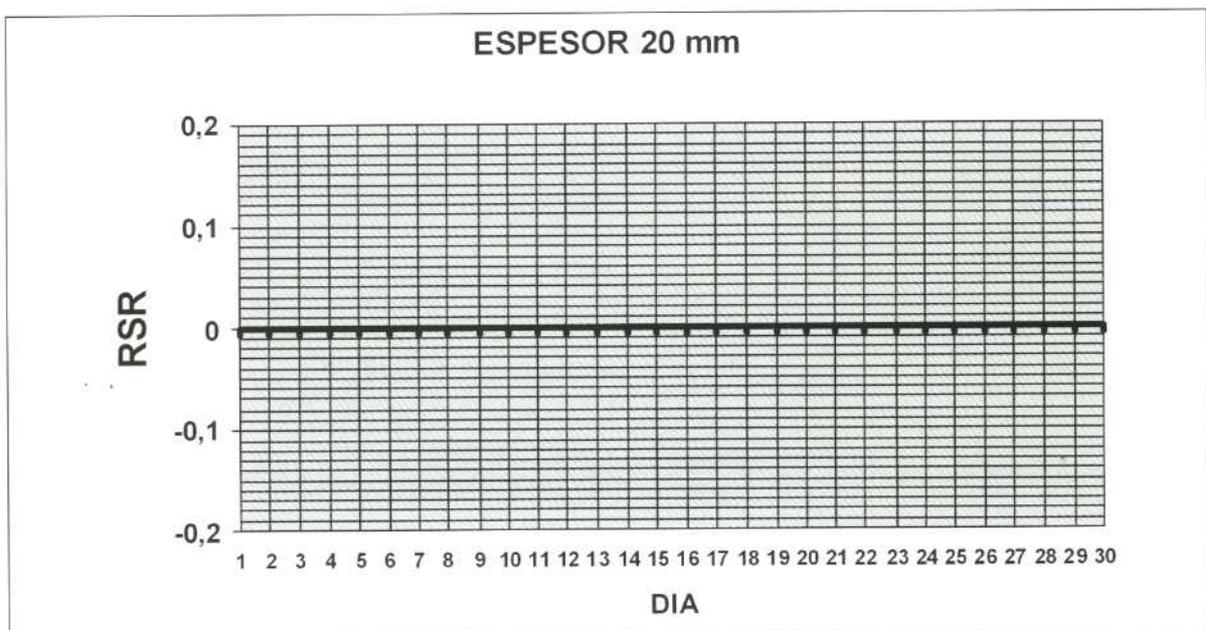
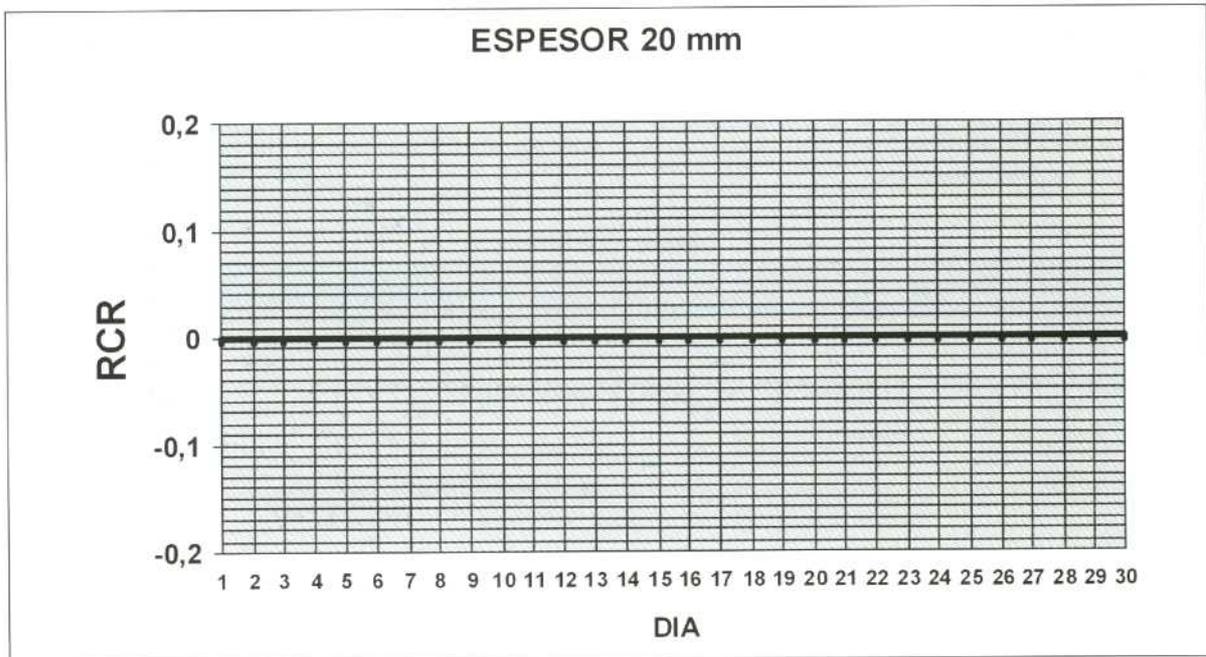
$$\text{DTP}' = (\text{VMP} + \text{DTP})' - \text{VMP}'$$

en las que VMP' y DTP' representan los valores linealizados.

## APÉNDICE 5

### CONSTANCIA DEL FUNCIONAMIENTO DEL CAE

Ejemplo de la toma de datos semanal que tendría que realizar el Técnico de Radiodiagnóstico.



## APÉNDICE 6

### VALORES LÍMITES DE LA RELACIÓN CONTRASTE RUIDO PROPUESTOS EN LAS GUÍAS EUROPEAS (CCE, 2006).

En la tabla se indican a modo de orientación los valores límites propuestos en las Guías Europeas para la relación contraste ruido (RCR) asociada a distintos espesores de PMMA. Cómo se observará, los valores están normalizados a la RCR determinada con el espesor de 5 cm. Se toma dicho espesor como referente por ser el equivalente al espesor del maniquí de calidad de la imagen sugerido en las citadas guías.

ESPESOR DE PMMA [cm]	RCR (RESPECTO A 5,0 cm DE PMMA) [%]
2.0	> 115
3.0	>110
4.0	> 105
4.5	> 103
5.0	> 100
6.0	> 95
7.0	> 90

## APÉNDICE 7

### MODOS DE PROCESADO O LECTURA DE LAS PLACAS DE CR (CCE, 2006)

Para la mayoría de las pruebas	
FABRICANTE	MODO DE PROCESADO
Fuji	FIXED EDR, S=120, L=2 (sugerido)
Kodak	Prueba
Agfa	Flat field mammo
Konika Regius 190	QC-S

*Nota: En los sistemas Fuji se recomienda elegir el valor 2 para la latitud (L) por ser el más parecido al utilizado en la práctica clínica. Si el valor de L cambia al seleccionar 120 como valor para la sensibilidad (S) se debe elegir otro valor para L.*

Función de respuesta	
Las siguientes relaciones entre el valor del píxel (sensibilidad/índice de exposición) y kerma en aire en la superficie de entrada deben ser lineales (se recomienda consultar el manual del fabricante cuando un procedimiento de procesamiento concreto no aparezca en la tabla)	
Fuji: Fixed EDR S=120, L=2 Semi EDR	Relaciones lineales: Valor medio del píxel en el ROI estándar centrado en el punto de referencia - logaritmo del ESAK Índice de sensibilidad - inverso del ESAK
Kodak: Prueba	Valor medio del píxel en el ROI estándar centrado en el punto de referencia - logaritmo del ESAK
Agfa: Flat field mammo	Valor medio del píxel en el ROI estándar centrado en el punto de referencia - logaritmo del ESAK
Konika Regius 190: QC-S	Valor medio del píxel en el ROI estándar centrado en el punto de referencia - logaritmo del ESAK
Ruido	
Fuji	FIXED EDR, S=120, L=2
Kodak	Prueba
Agfa	Flat field mammo
Umbral de visibilidad del contraste	
Fuji	FIXED EDR. Los valores de S y L han de ser los típicamente seleccionados en condiciones clínicas. Estos valores pueden diferir de unos sitios a otros. Los valores típicos son: S=40 a 100, L=1,8 a 2,6.
Kodak	Prueba
Agfa	Flat field mammo
Remanencia de la imagen / borrado total	
Fuji	FIXED EDR. Los valores de S y L deben ser representativos de la práctica clínica. Estos valores pueden diferir de unos sitios a otros. Valores típicos son: S=40 a 100, L=1,8 a 2,6.
Kodak	Prueba
Agfa	Flat field mammo

## APÉNDICE 8

### DOSIMETRÍA: VALORES DE LOS COEFICIENTES DE CONVERSIÓN DEL KERMA EN AIRE EN DOSIS GLANDULAR

Valores del coeficiente  $s$ : (Dance, 2000; CCE, 2006)

Espectro	Factor $s$
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Al	1,05

#### 2) Valores de los coeficientes $g$ y $c$

2.a) Medidas con PMMA:

Tabla 7.1. Producto de los coeficientes  $g$  y  $c$  para mamas simuladas con PMMA (Dance, 2000; CCE, 2006)

Espesor PMMA	Espesor mama equivalente	Glandularidad mama (%)	CHR (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	32	67	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	45	41	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,322	0,351
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
50	60	20	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	75	9	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215
80	103	3	0,097	0,110	0,124	0,136	0,150	0,169	0,188

## 2.b) Medidas con pacientes

Tabla 7.2. Valores del coeficiente g (mGy/mGy) para espesores de mama comprendidos entre 2 y 11 cm y valores de la capa hemirreductora (CHR) entre 0,30 y 0,60 (Dance, 1990; Dance, 2000)

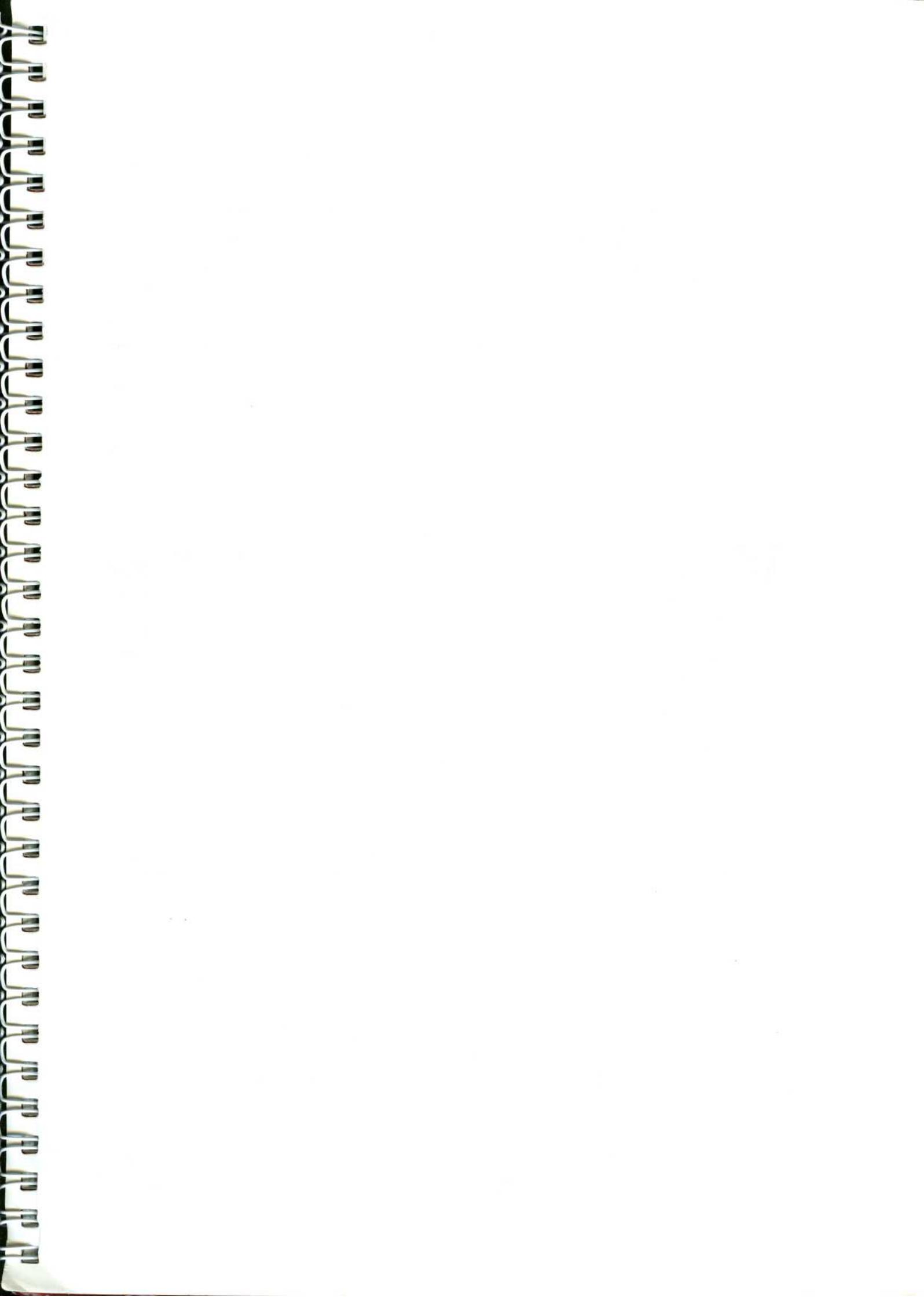
Espesor mama (mm)	CHR (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
30	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
40	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
45	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
50	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
70	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,195
80	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
90	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
100	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540
110	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385

Tabla 7.3. Valores del coeficiente c (mGy/mGy) para mujeres en el grupo de edad entre 50-64(Dance, 2000)

Espesor mama (mm)	CHR (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,885	0,891	0,919	0,900	0,905	0,910	0,914
30	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941
40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
50	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069
60	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
70	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
80	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
90	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
100	1,307	1,298	1,290	1,286	1,283	1,272	1,261
110	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

Tabla 7.4. Valores del coeficiente c (mGy/mGy) para mujeres en el grupo de edad entre 40-49(Dance, 2000)

Espesor mama (mm)	CHR (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
30	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
40	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
50	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
60	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066
70	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127
80	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183
90	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
100	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
110	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256





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