

PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

Revisión 1

(Aspectos técnicos)

Este documento constituye la versión 1 del Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico. SEFM-SEPR. 2002

© Edicomplet, 2002

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

ISBN: 84-87450-70-9

Depósito Legal: M-14328-1996

Edicomplet

Capitán Haya, 60 1º. 28020 Madrid

Tel.: 917499518 – Fax. 915708911

Fotocomposición, Fotomecánica e Impresión: Recco Imagen y Desarrollo S.L.L.



ÍNDICE

MIEMBROS DEL COMITÉ DE REDACCIÓN	7
AGRADECIMIENTOS	9
PRESENTACIÓN SEGUNDA EDICIÓN.....	11
PREFACIO.....	13
CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO	15
1. OBJETIVOS Y ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO	15
2. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO	17
3. NIVELES DE ACTUACIÓN DE LOS PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD	19
3.1 Pruebas de aceptación	19
3.2 Pruebas de estado.....	20
3.3 Pruebas de constancia.....	21
3.4 Programa de garantía de calidad	21
3.5 Auditorías.....	23
INDICADORES GLOBALES DE LA CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO	27
1. INDICADORES DE LA DOSIS AL PACIENTE	27
1.1 Dosimetría a los pacientes en exploraciones simples.....	28
1.2 Dosimetría a los pacientes en exploraciones complejas.....	29
1.3 Dosimetría a los pacientes en otras exploraciones.....	30
2. INDICADORES DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN	31
3. TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES	31
PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS	33
1. EQUIPOS DE GRAFÍA	33
1.1 Radiación de fuga.....	37
1.2 Parámetros geométricos.....	37
1.3 Calidad del haz.....	39
1.4 Tiempo de exposición	40
1.5 Rendimiento.....	40
1.6 Rejilla.....	41
1.7 Control automático de la exposición (CAE).....	42
1.8 Mesa radiográfica.....	43
1.9 Movimiento tomográfico.....	44
2. EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS Y FLUOROGRÁFICOS	47
2.1 Parámetros geométricos.....	53
2.2 Fluoroscopia pulsada.....	55
2.3 Rendimiento.....	55
2.4 Control automático de intensidad.....	56
2.5 Tasa de dosis al paciente.....	58
2.6 Señal de vídeo.....	59
2.7 Calidad de imagen en equipos convencionales	60
2.7.1 Equipos de fluoroscopia	60
2.7.2 Equipos fluorográficos.....	62
2.8 Calidad de imagen en sistemas digitales.....	63
2.8.1 Fluoroscopia digital de escala de grises	63
2.8.2 Angiografía con sustracción digital	64
3. EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA	67
3.1 Radiación de fuga.....	71
3.2 Parámetros geométricos.....	71
3.3 Calidad del haz.....	73
3.4 Tiempo de exposición	74
3.5 Rendimiento.....	74
3.6 Rejilla.....	75

3.7	<i>Control automático de la exposición (CAE)</i>	76
3.8	<i>Sistema de compresión</i>	78
3.9	<i>Calidad de imagen</i>	79
3.10	<i>Dosimetría</i>	80
4.	EQUIPOS DENTALES	83
4.1	<i>Parámetros geométricos</i>	85
4.2	<i>Calidad del haz</i>	85
4.3	<i>Tiempo de exposición</i>	86
4.4	<i>Rendimiento</i>	86
5.	EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	87
5.1	<i>Parámetros geométricos</i>	90
5.2	<i>Tiempo de exposición y corriente</i>	92
5.3	<i>Calidad del haz</i>	92
5.4	<i>Calidad de imagen</i>	93
5.5	<i>Dosimetría</i>	95
6.	SISTEMAS DE REGISTRO, VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMAGEN	97
6.1	<i>Sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento en equipos de grafía</i>	108
6.1.1	<i>Negatoscopios</i>	108
6.1.2	<i>Cuartos oscuros</i>	110
6.1.3	<i>Almacenes de películas</i>	111
6.1.4	<i>Cartulinas y chasis</i>	112
6.1.5	<i>Procesadoras</i>	113
6.2	<i>Sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía</i>	115
6.2.1	<i>Negatoscopios</i>	115
6.2.2	<i>Cartulinas y chasis</i>	116
6.2.3	<i>Procesadoras</i>	117
6.3	<i>Monitores de visualización</i>	118
6.4	<i>Cámaras multiformato analógicas y láser (húmedas y secas)</i>	121
6.5	<i>Digitalizadores de películas</i>	123
6.6	<i>Sistemas digitales de registro</i>	124
6.6.1	<i>Radiografía computarizada</i>	124
6.6.2	<i>Radiografía directa</i>	126
6.6.3	<i>Radiografía computarizada y directa</i>	127
6.7	<i>PACS</i>	131
	BIBLIOGRAFÍA	133
	ANEXO I: GLOSARIO DE TÉRMINOS UTILIZADOS	147
	ANEXO II: INSTRUMENTACIÓN	161

MIEMBROS DEL COMITÉ DE REDACCIÓN

Versión 1 (2002)

COORDINADOR: *Eliseo Vañó Carruana. Catedrático y Jefe de Servicio de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.*

SECRETARIO: *Manuel Alonso Díaz. Jefe de Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario "Marqués de Valdecilla". Santander.*

MIEMBROS: *Margarita Chevalier del Río. Profesora Titular de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.*

Luciano González García. Catedrático de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

Eduardo Guibelalde del Castillo. Profesor Titular de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

Ignacio Hernando González. Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario del Río Hortega. Valladolid.

Pilar López Franco. Jefe de Servicio de Protección Radiológica. Hospital de La Princesa. Madrid.

Pilar Morán Penco. Profesora Titular de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

Pedro Rodríguez Rodríguez. Jefe de Sección del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Central. Asturias.

María Luisa España López. Jefe de Sección del Servicio de Protección Radiológica. Hospital de La Princesa. Madrid

Javier Pifarré. Radiofísico del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Puerta de Hierro. Madrid.

Cristina Núñez de Villavicencio Soto. Jefe de Servicio de Protección Radiológica. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

José Miguel Fernández Soto. Radiofísico del Servicio de Física Médica. Hospital San Carlos. Madrid.

Ricardo Torres Cabrera. Radiofísico del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario del Río Hortega. Valladolid.

Pablo Gómez Llorente. Radiofísico del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.

José Miguel Jiménez González. Radiofísico del Hospital Santiago Apóstol. Vitoria.

AGRADECIMIENTOS

El comité de redacción desea expresar su agradecimiento a las personas o instituciones que han colaborado, a través de sus indicaciones y sugerencias, a la versión final del presente documento:

Joaquín Armisen (AGFA-GEVAERT, S.A.)

Alfonso Calzado (Universidad Complutense de Madrid)

José Luis Carrasco (Hospital Universitario “Virgen de la Victoria” de Málaga)

M^a Josefa Castañeda (Hospital Universitario “Marqués de Valdecilla” de Santander)

Juan Ciudad (Hospital Clínico Universitario de Valencia)

Antonio Herreros (ACPRO, S.L.)

Servicio de Física Médica (Hospital Clínico “San Carlos” de Madrid)

Servicio de Radiofísica y Radioprotección (H. Santa Creu i Sant Pau de Barcelona)

Philips Sistemas Médicos, S.A.

PRESENTACIÓN SEGUNDA EDICIÓN

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico debe considerarse como un documento en continua evolución, en el que habrá que ir introduciendo modificaciones en función de los avances técnicos que introduzcan los fabricantes de los equipos de rayos X o de las cadenas de imagen. Algunos de los controles propuestos podrían dejar de tener sentido (o modificarse sustancialmente su periodicidad) si los equipos incluyen sistemas de autocomprobación de algunos de los parámetros durante el arranque. Sin embargo, habrá que considerar otros parámetros que ahora no se verifican, si se demuestra que pueden influir en las dosis a los pacientes o en la calidad de las imágenes.

Posteriormente a la publicación de la primera edición de este Protocolo en el año 1996, se han promulgado en España varias disposiciones legales referentes a los criterios de calidad en radiodiagnóstico, que hacen alusión a los controles de calidad descritos en el Protocolo.

*La clasificación inicial que se hizo de los controles en “esenciales” y “convenientes” (estos últimos llamados ahora en la nueva edición, “complementarios”), se estableció **como una orientación para que, si se detectaban anomalías en las dosis a los pacientes o en la calidad de imagen, se supiera cuáles eran los parámetros que habría que verificar prioritariamente, si se sospechaba que las anomalías tenían su origen en el equipamiento.** Muchas veces, las anomalías se derivan de los procedimientos de trabajo y puede ser prudente analizar primero dichos procedimientos, antes de actuar sobre el equipamiento (a no ser que se tengan claras evidencias de que el equipamiento tiene alguna disfunción). Téngase en cuenta que, en general, la medida de parámetros técnicos de los equipos y la realización de una prueba de estado requieren interrumpir el uso clínico de la sala y un consumo sustancial de recursos humanos.*

*Este planteamiento no significa que el Comité Técnico deje en un segundo plano los parámetros complementarios. **La implantación del programa de garantía de calidad en un servicio de radiodiagnóstico debería contemplar la utilización de este Protocolo de forma global.** Las recomendaciones del Protocolo se deberán adaptar a las singularidades de cada centro teniendo en cuenta la antigüedad de su equipamiento, los medios materiales y humanos de que disponga, la utilización que se haga de los equipos de rayos X, la formación y experiencia que tenga el personal del Servicio, etc.*

Este documento es de carácter técnico y su contenido debe considerarse como un conjunto de recomendaciones que cada Servicio o Unidad Asistencial de Radiodiagnóstico debería adaptar convenientemente. Los centros en los que se aplique el Protocolo deberían disponer de instrumentación y medios humanos para realizar, cuando fuera apropiado, la medida de todos los parámetros (tanto los esenciales como los complementarios).

Hay controles que se han clasificado como esenciales a pesar de que, aparentemente, no tienen influencia directa en las dosis a los pacientes o en la calidad de imagen, como los que se refieren a las impresoras láser, ya que una vez corregida una anomalía, se podría imprimir de nuevo la imagen sin tener que irradiar otra vez al paciente. Pero, sin embargo, se ha considerado oportuno mantener su clasificación como esencial ya que, si se detectaran imágenes impresas de mala calidad y dependiendo de la anomalía detectada, podría ser oportuno evaluar prioritariamente las condiciones de la impresora.

El Comité quiere reafirmar que el control de calidad del equipamiento debe considerarse tan sólo una parte del programa de garantía de calidad que debe existir en las Unidades Asistenciales de Radiodiagnóstico y que debe ser este programa el que detalle las prioridades de los controles a realizar en cada centro, adaptándolo a sus circunstancias particulares y considerando las recomendaciones de este Protocolo.

Finalmente, el Comité quiere clarificar la diferencia entre las pruebas de aceptación referidas en este documento (y en la normativa vigente) y los criterios de aceptabilidad del equipamiento radiológico que se refieren a los «niveles de intervención», es decir, niveles de funcionamiento que cuando se alcanzan obligan a realizar algún tipo de intervención correctora. Si después de su reparación no se cumplen los citados criterios de aceptabilidad, el equipo debe quedar fuera de uso (artículo 14, apartado 5 del Real Decreto 1976/1999).

E. Vañó Carruana. Coordinador

M. Alonso Díaz. Secretario

PREFACIO

Prologar un libro es como apadrinar a un hijo y, en este sentido, nos sentimos muy satisfechos por el advenimiento de una nueva versión, revisada y muy mejorada, del “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos)” que nace, como señalan sus autores, como documento abierto, como texto en permanente evolución.

El objetivo fundamental de esta edición, que sustituye al “ya lejano” Protocolo del 1996, es el de contribuir, en la práctica hospitalaria, a una mayor cultura de la calidad en radiodiagnóstico, haciendo más viable la exigencia legislativa del RD 1976/1999, en particular la derivada de su artículo 14.2, donde se subraya que los programas de control de calidad del equipamiento usado en unidades asistenciales de radiodiagnóstico deberán ajustarse a protocolos refrendados por sociedades científicas competentes.

Prologar un libro conlleva, además, un honor y un compromiso. Nos honra y nos llena de orgullo, como presidentes de las sociedades patrocinadoras, ser cómplices de la creación de este nuevo Protocolo, aunque, como resulta obvio, todos los méritos deben atribuirse a sus autores, miembros del Comité de Control de Calidad en Radiodiagnóstico de las Sociedades Españolas de Física Médica y de Protección Radiológica, constituido por excelentes profesionales de nuestra especialidad, muy bien coordinados por los Dres. Eliseo Vañó y Manuel Alonso, y con quienes nuestras Sociedades adquieren un elevado compromiso en agradecimiento a su labor.

Prologar un libro es también una excelente oportunidad para reflexionar acerca de sus contenidos o de la trayectoria y personalidad de sus autores. Sobre lo primero hacemos nuestra la recomendación del Comité de que los programas de control de calidad de las Unidades Asistenciales de Radiodiagnóstico contemplen el protocolo completo, así como que en los centros hospitalarios se disponga de la instrumentación y los medios humanos necesarios para realizar la medida y la evaluación de todos los parámetros contenidos en el Protocolo. Sobre lo segundo, deseamos expresar a todos los miembros de este Comité nuestra gratitud por su generoso esfuerzo en esa tarea inagotable y fecunda de búsqueda del conocimiento y de su divulgación práctica.

Este libro es producto del esfuerzo y la dedicación. Nos atrevemos a señalar que el gran mérito de este trabajo de conjunto es el de reavivar la llama que alienta la indagación, la capacidad de reflexión y la producción intelectual.

Tenemos la esperanza de que la llama prenda en lo colectivo y que cunda el ejemplo a lo largo y ancho de nuestra comunidad científica. Hacemos fervientes votos para que así sea.

Ignacio Henando González (1999-2002)

Pedro Carboneras Martínez (2002-2004)

Bartolomé Ballester Moll (1996-1999)

Manuel Fernández Bordes (1999-2003)

CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

1. OBJETIVOS Y ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO

El objetivo del presente protocolo español sobre aspectos técnicos del control de calidad en radiodiagnóstico, propuesto por la Sociedad Española de Física Médica y la Sociedad Española de Protección Radiológica, es el de establecer criterios para los controles de calidad en equipos de radiodiagnóstico, que contribuyan a alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y que permitan la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible al paciente y al personal de operación.

El documento se estructura en tres partes. En la primera se tratan aspectos generales sobre control y garantía de calidad, definiciones y filosofía general del mismo. El objeto de esta sección es definir el ámbito de aplicación del documento y su posible modo de utilización, en términos de pruebas de estado y constancia. También se introducen, de forma general, conceptos que no se tratan posteriormente en el documento: pruebas de aceptación, implicaciones de los programas de garantía de calidad, etc.

En la segunda parte se introducen y detallan procedimientos para establecer indicadores globales de calidad. Estos controles son esenciales dado que permiten detectar indirectamente anomalías graves en el funcionamiento de los equipos o en los procedimientos y protocolos clínicos aplicados. También permiten evaluar la eficacia del propio control de calidad de los parámetros técnicos y dar indicaciones, en algunos casos, sobre la causa de la anomalía. En general, será difícil detectar el origen del funcionamiento incorrecto mediante los indicadores globales únicamente, pero pueden servir de ayuda para identificar el problema a grandes rasgos. Los indicadores globales incluidos en el protocolo son: dosimetría al paciente, calidad de imagen y tasa de rechazo de imágenes.

La tercera parte del documento contiene una recopilación de parámetros técnicos de los equipos a verificar en un programa de control de calidad en radiodiagnóstico. Estos parámetros se agrupan en los siguientes bloques:

- Equipos convencionales con dispositivos de grafía
- Equipos fluoroscópicos y fluorográficos, convencionales y digitales
- Equipos de mamografía
- Equipos dentales
- Equipos de tomografía computarizada
- Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imágenes, tanto convencionales como digitales.

De modo simultáneo, aparecen algunos parámetros iguales o similares, en varias secciones (grafía y escopia, grafía y mamografía, etc.). Ello se debe a que en ciertos casos sus tolerancias o frecuencias aconsejadas pueden ser diferentes según su uso. También se ha buscado en lo posible que cada bloque sea autoconsistente y que en él aparezca de forma exhaustiva la relación completa de parámetros a controlar.

La información técnica en esta sección se presenta en dos formas. Cada apartado se inicia con unas tablas resumidas de consulta rápida en donde se detalla la relación de parámetros y su clasificación en esencial o complementario, en tablas diferentes, las tolerancias admisibles dentro de un programa de garantía de calidad y la frecuencia recomendada para su medida. En la primera columna de la tabla aparece un código de identificación del parámetro y la página en donde se amplía la información sobre el mismo.

Las tolerancias se establecen con márgenes amplios que pueden ser reconsiderados a medida que se avance en la consecución de objetivos o se vayan sustituyendo equipos obsoletos. Las tolerancias indicadas no deben considerarse con carácter limitativo, ya que, por ejemplo, durante las pruebas de aceptación de los equipos los fabricantes podrán aconsejar otros valores más estrictos.

Cada parámetro técnico se presenta en forma de entrada individual de una ficha, en donde además de la información suministrada en las tablas se detalla lo siguiente:

- Tiempo estimado para la realización del control. El tiempo indicado se refiere, salvo que se indique expresamente lo contrario, a una unidad (monitor, chasis, etc.). Esta información sirve como referencia orientativa al usuario sobre la duración de la prueba en condiciones normales. Los tiempos indicados se estiman incluyendo el tiempo de preparación del control, la realización de las medidas y del informe correspondiente. Junto con el punto siguiente, debería servir para objetivar las necesidades de personal imprescindibles para aplicar el protocolo.
- Personal capacitado para realizar el control. Establece, desde un punto de vista general, la cualificación de la persona que debería realizar el control, con independencia de que todo el proceso deberá estar siempre supervisado por un experto en control de calidad. Se establecen dos categorías: técnico especialista y experto (titulado superior).
- Material (necesario para realizar el control). Este punto permite objetivar las necesidades de instrumentación para aplicar el protocolo a la vez que orienta sobre el procedimiento de medida aconsejado. Es importante destacar la especial trascendencia de contar con equipos de medida bien calibrados y de respuesta fiable.
- Antecedentes. En este punto se citan las referencias bibliográficas específicas relacionadas con el parámetro y que pueden ser de utilidad en el caso de que sea necesario completar la información de alguno de los apartados de la ficha de control. Se han incluido referencias cuando en ellas se detalla de forma clara el procedimiento de medida o bien cuando la tolerancia asignada ha sido tomada de dicha fuente.
- Observaciones. Se hacen precisiones sobre el procedimiento de medida o sobre otros aspectos de interés del parámetro.

El protocolo incluye una relación bibliográfica final. La bibliografía básica aparece marcada con un asterisco. Dicha bibliografía corresponde a protocolos y procedimientos utilizados en otros países o recomendados por organismos internacionales y ha sido utilizada en la elaboración del presente documento, constituyendo las fuentes en las que el usuario puede ampliar aspectos no contenidos en esta versión del protocolo, como sería un manual de procedimientos para el control de calidad.

Como parte final se incluye un glosario que contiene las definiciones de los términos más utilizados.

2. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

Desde que se decide captar una estructura anatómica hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen obtenida, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente, o ambos efectos.

El personal implicado en una instalación de radiodiagnóstico deberá organizarse para asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada que permita obtener en todo momento la información diagnóstica adecuada, al menor coste posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones. Parte de estas observaciones constituyen la definición de "programa de garantía de calidad" de la Organización Mundial de la Salud (OMS,1984) y de ella pueden resaltarse algunas ideas:

- Es preciso realizar un esfuerzo organizado, lo cual requiere una participación real de todo el personal implicado en la instalación. Si bien el programa de garantía de calidad deberá estar supervisado por un especialista en control de calidad y algunas medidas y controles requerirán instrumentación específica y personal especialmente adiestrado, los objetivos del programa únicamente se alcanzarán si todo el personal que interviene en el proceso del diagnóstico, desde la persona que solicita la exploración hasta la que elabora los informes, conoce los objetivos del programa y la forma en que, con los elementos que están bajo su competencia, puede influir en el producto final. No es menos cierto que el éxito del programa de garantía de calidad exige una delimitación de responsabilidades asignadas dentro del mismo, aprobadas y supervisadas por la autoridad responsable.
- Es preciso garantizar que los requisitos en cuanto a calidad de imagen, dosis o costes, se cumplan de forma continuada por lo que será esencial realizar controles de calidad de forma periódica. Es interesante destacar el requerimiento de continuidad y globalidad característico de los programas de garantía de calidad, frente al concepto de control de calidad, en el que se realizan pruebas individuales en un momento determinado para comprobar y corregir si existen anomalías en el estado de algún elemento del sistema.
- Deben arbitrarse procedimientos para evaluar la calidad de las imágenes obtenidas en las diferentes instalaciones. En este sentido pueden realizarse simulaciones con objetos de prueba y maniqués o bien valoraciones sobre imágenes de pacientes. En la Unión Europea se avanza en ambas direcciones tratando de objetivar y uniformizar criterios para evaluar calidad de imagen (EUR 16260, 1996).
- Para valorar el cumplimiento del principio de optimización de dosis que recibe el paciente, será preciso arbitrar procedimientos de medida adecuados; ello se podría realizar haciendo un muestreo de forma periódica de las dosis impartidas a los pacientes en las diferentes salas y para los estudios más significativos.
- Las exploraciones deben realizarse al menor coste posible, lo cual implica conocer la repercusión económica de cada estudio, al menos de forma aproximada. Los costes a los que se refiere la definición del programa de garantía de calidad incluyen los

directos (películas radiográficas, mantenimiento y amortización de los equipos, tiempo de especialista y personal técnico, etc.) y los derivados del riesgo radiológico al paciente y al personal de operación. En este sentido merece la pena destacar que un programa de garantía de calidad impacta directamente sobre la protección radiológica no sólo del paciente sino también la del profesional expuesto.

La introducción de programas de garantía de calidad supone gastos derivados de la adquisición de la instrumentación apropiada para realizar los controles (incluyendo el material fungible utilizado), del tiempo invertido en realizar los controles, y que suponen una interrupción en la utilización clínica de los equipos, y del tiempo de personal especializado requerido para realizar los controles y evaluar los resultados. Los beneficios pueden concretarse en una mayor vida útil de los equipos, un uso más efectivo de las dosis impartidas a los pacientes, una disminución en el riesgo al personal de operación, una mayor capacidad para atender a un número mayor de pacientes, un menor consumo de material fungible y un menor número de paradas imprevistas.

Desde un punto de vista amplio, un programa de garantía de calidad debería incidir en cada una de las fases del proceso del radiodiagnóstico: solicitud de las exploraciones, realización de las mismas, interpretación de la información obtenida y su transmisión al médico prescriptor. El presente protocolo se centra básicamente en la etapa de realización, ya que sobre ella puede incidir de forma prioritaria el personal que realiza el control de calidad. Sin embargo, aunque se trata de aspectos no discutidos en este documento, es preciso destacar que los beneficios emanados de los controles de calidad pueden ser infructuosos si los programas de garantía de calidad no incluyen actuaciones en múltiples y diversos aspectos tales como la formación en protección radiológica y garantía de calidad de especialistas y técnicos, la realización de estudios sobre las necesidades de sustitución o adquisición de equipos y cumplimiento de los mantenimientos recomendados por el fabricante, la evaluación de los parámetros que tienen más repercusión en los costes, etc.

En cualquiera de los controles de parámetros técnicos que se mencionan en las secciones siguientes será imprescindible:

- Llevar un registro escrito de los controles efectuados. En él se anotará el resultado del control (valores numéricos de los parámetros medidos, en su caso), las anomalías encontradas, si procede, las acciones correctoras propuestas y el seguimiento de las reparaciones. Dichos registros serán una fuente importante de información para evaluar la efectividad de las medidas de corrección llevadas a cabo y definir estrategias de sustitución de equipos y de futuras compras, sirviendo además para aportar criterios que permitan seleccionar los equipos más adecuados.
- Disponer de un manual de procedimientos de los controles a realizar. El manual de procedimientos puede elaborarse a partir de las referencias específicas que se presentan en este documento. Es esencial que en dicho manual consten las tolerancias en los parámetros a medir, similares a las que se presentan en el presente protocolo o más estrictas, en función de la consecución de los objetivos alcanzados en las primeras fases de control de calidad, que permitan inferir en qué momento deberían tomarse acciones correctoras.
- Evaluar la eficacia del programa de garantía de calidad. El equipamiento y su estado en los servicios de radiodiagnóstico está sujeto a modificaciones, así que los programas de garantía de calidad deben ser lo suficientemente flexibles y adaptables a los cambios del propio servicio. Por ello, también, es preciso disponer de procedi-

mientos de seguimiento y estimación de la eficacia del propio programa de garantía de calidad. Los indicadores del éxito del programa podrán ser la reducción en el número de imágenes rechazadas o repetidas, la reducción en el número de paradas por avería en los equipos, la reducción en las dosis a los pacientes o la mejora en la calidad de la imagen. Algunos de estos procedimientos se detallan en la segunda parte del presente protocolo.

3. NIVELES DE ACTUACIÓN DE LOS PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD

Los programas de garantía de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan y los medios disponibles. Dentro de los programas se distinguen tres tipos de controles: pruebas de aceptación, estado y constancia. El protocolo de control de calidad desarrollado en los capítulos siguientes hace referencia básicamente a pruebas de las dos últimas categorías.

3.1 Pruebas de aceptación

Las pruebas de aceptación tratan de demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación del equipo y las exigencias legales aplicables en cada país (que tienen en cuenta las normas CEI, CENELEC, UNE, etc.). Sus resultados deben estar claramente documentados, ya que servirán como referencia para los posteriores controles de calidad.

Las pruebas de aceptación no están todavía normalizadas a escala internacional para todos los equipos de radiodiagnóstico. Mientras se publican, puede ser de interés elaborar documentos provisionales de consenso entre los fabricantes y los usuarios de los equipos. En cualquier caso, estas pruebas deben ser un anexo en las especificaciones de los contratos de adquisición de dichos equipos.

En el documento de detalle de especificaciones a elaborar cuando se vaya a comprar un equipo, se debería hacer constar expresamente el tipo de pruebas de aceptación que se van a realizar y que las mismas serán llevadas a cabo por el vendedor, en presencia de un representante cualificado del comprador. Puede ser conveniente detallar el método por el que se deben evaluar determinadas especificaciones, así como las tolerancias de los resultados.

En las pruebas de aceptación, el suministrador deberá demostrar que el material instalado cumple las especificaciones de compra. Se entiende que siempre es responsabilidad del vendedor y no del comprador demostrar el cumplimiento de las especificaciones ya que, entre otras consideraciones, el equipo no estará todavía pagado y por tanto es propiedad del vendedor y es su derecho y responsabilidad manipularlo para dichas pruebas. Si se hace así, se evitarán posibles discusiones y retrasos en la puesta en marcha del equipo, debidas a discrepancias que pudieran surgir ante los resultados de las pruebas de aceptación si las realizara el comprador. Por otra parte, cabe añadir que el comprador no tiene por qué tener experiencia en muchos aspectos técnicos del equipo comprado, mientras que el vendedor sí debe tenerla.

En un informe de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, 1990b) se dice entre otros detalles, que las pruebas de aceptación deben realizarse antes de que se autorice el pago del equipo al vendedor.

Se acepta con carácter general, y así queda recogido en los primeros borradores de las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), que las pruebas de aceptación deben realizarse preferentemente por procedimientos no invasivos y, en caso contrario, se deberá garantizar que el equipo no se altera como resultado de esa actuación.

El Manual General de Protección Radiológica del Instituto Nacional de la Salud Español (INSALUD, 1993) dice que la recepción de equipos de rayos X implicará necesariamente la realización, con resultados positivos, de pruebas de verificación de su calidad y de sus niveles de protección radiológica (recientemente la SEFM, la SEPR y el CSN han elaborado un nuevo Manual General de Protección Radiológica de ámbito nacional). Dichas pruebas estarán incluidas en los proyectos y en las especificaciones de compra. Las citadas pruebas podrán ser encargadas a terceros o incluirse entre las obligaciones del suministrador y en tal caso, deberá llevarlas a cabo en presencia de un representante autorizado del Director del Centro. El Real Decreto 1976/1999 obliga, además, a que los resultados de las pruebas de aceptación sean recogidas en un informe elaborado por el suministrador y aceptado por el representante del comprador, con objeto de que sirvan de referencia para los siguientes controles de calidad.

La norma UNE 66-901-89 (correspondiente a la norma europea EN 29 001) sobre Sistemas de Calidad (UNE,1989) dice que la verificación de la instalación de un equipo (incluyendo inspección, ensayo y seguimiento) deberá realizarse por personal independiente del que tiene la responsabilidad directa de la tarea realizada. Esta misma norma, en el apartado de "inspección y ensayos de recepción", indica que el suministrador deberá asegurarse de que los productos recibidos no sean utilizados hasta que hayan sido inspeccionados o se haya verificado que cumplen los requisitos especificados. Esta verificación se llevará a cabo de acuerdo con lo establecido en el plan de control de calidad o en los procedimientos escritos. En el apartado 4.11 de la citada norma se establece que, para demostrar la conformidad de los productos con los requisitos especificados, el suministrador deberá controlar, calibrar y realizar el mantenimiento de los equipos de inspección, medición y ensayo, propios o facilitados por el cliente. De acuerdo con los protocolos del fabricante, deberá determinarse qué mediciones deben realizarse, la precisión de las mismas y los equipos adecuados de inspección, medición y ensayo. En el apartado 4.12 se dice que deberá señalizarse en qué estado de inspección y ensayo se encuentran los productos mediante marcas, sellos autorizados o cualquier medio adecuado que indique la conformidad de los productos derivada de las inspecciones o ensayos realizados.

3.2 Pruebas de estado

Una prueba de estado es un control realizado, generalmente, midiendo parámetros técnicos, con el objetivo de establecer el "estado de referencia" de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de estado deberán realizarse por personal cualificado. Tendrán lugar cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo.

3.3 Pruebas de constancia

Las pruebas de constancia se inician partiendo siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado. Se pretende con ellas vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Las pruebas de constancia deberán ser simples, fáciles de realizar e interpretar y rápidas de ejecución y, en lo posible, se tratará de medidas relativas en las que se compararán los valores obtenidos con los de referencia iniciales.

Las pruebas de constancia se realizarán a intervalos regulares o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto. Las frecuencias para los controles recogidos en este protocolo deberían entenderse como "mínimos", no excluyéndose la posibilidad de aumentar su frecuencia si el centro dispone de los medios adecuados y si la antigüedad del equipo o sus condiciones de funcionamiento así lo aconsejaran.

La situación óptima es que dichas pruebas se realicen en colaboración con el personal del propio servicio de radiodiagnóstico, supervisando los controles el personal que coordina o supervisa el programa de control de calidad de los parámetros físicos. El presente protocolo recoge en qué casos la comprobación de los parámetros requiere personal con distinta cualificación.

Si como resultado de las pruebas de constancia se observan desviaciones anormales respecto a controles anteriores (por encima de las tolerancias establecidas), será aconsejable tomar las siguientes medidas:

- Repetir la prueba de constancia.
- Informar al responsable del programa de garantía de calidad. Dicho responsable deberá verificar en el "historial" del equipo, la frecuencia e importancia de las anomalías.

Si la desviación se ha producido de forma ocasional, será preciso incrementar la frecuencia de las pruebas de constancia, vigilar con especial detalle la calidad diagnóstica de las imágenes y verificar las dosis que reciben los pacientes.

Si las desviaciones se producen de forma continuada o el equipo muestra un comportamiento inestable será preciso realizar una prueba de estado junto con los servicios de mantenimiento para determinar la causa de la anomalía. Si ésta persistiera o si la desviación del parámetro medido fuera sustancial, el responsable del programa de garantía de calidad deberá, junto con el usuario, sopesar la posibilidad de restringir el uso del equipo o suspender su uso clínico.

3.4 Programa de garantía de calidad

El Real Decreto 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico enumera unos aspectos mínimos a contemplar en el programa de garantía de calidad, que deberá incluir necesariamente

- Detalle sobre justificación y optimización de las exploraciones. A este respecto, las publicaciones de la Comisión Europea EUR 16260; 16261, 16262, 16263, entre otras, tratan con extensión estos aspectos en radiodiagnóstico general, pediátrico, TC y mamografía (el cribado mamográfico es objeto de un documento aparte), acce-

sibles, la mayoría de ellas, en los servidores web de la Comisión Europea (<http://europa.eu.int/comm/environ/radprot>). En radiodiagnóstico dental existe asimismo un documento de la Comisión Europea “Radiation Protection and quality assurance in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice” (CCE, 1995) que va a ser revisado próximamente. Existen otros documentos de ámbito nacional (Quality Assurance in Dental Radiology, editado en el Reino Unido) de gran interés práctico. Para ayudar en el proceso de justificación, la Comisión Europea ha editado recientemente un documento titulado “Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen. Protección Radiológica 118. CE, Dirección General de Medio Ambiente. Luxemburgo, 2001.

- Medidas de control de calidad del equipamiento radiológico (equipos de rayos X, sistemas de procesado, receptores de imagen, sistema de registro de datos y sistemas de visualización de imagen) y de la instrumentación de medida; el presente documento aborda en detalle el contenido de estos ensayos y de las tolerancias. El decreto hace mención específica a las pruebas de aceptación del equipamiento, que han de estar detalladas en las especificaciones de compra, y que han de utilizarse como estado de referencia para los siguientes controles de calidad. El estado de referencia inicial servirá para comprobar periódicamente la estabilidad del equipo, a lo largo de su vida útil, o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se compararán los controles periódicos sucesivos. El estado de referencia del equipamiento ya existente deberá establecerse con idénticos objetivos.

Obviamente, el umbral de rechazo de un equipo para su uso clínico debería basarse en el incumplimiento de las características técnicas expresadas en la oferta del suministrador y en el grado de adecuación de los resultados de las pruebas de aceptación a los niveles y tolerancias previstos en los documentos de normalización nacionales o internacionales aplicables. La Comisión Europea ha editado una guía sobre “Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia y de medicina nuclear” (CCE, 1997). El documento analiza, en secciones dedicadas a diagnóstico general, receptores de imágenes, radioscopia, tomografía convencional y TC, radiografía dental, mamografía, radioterapia y medicina nuclear, una serie de normas mínimas de funcionamiento, con criterios que deben considerarse como niveles de intervención. Deberá llamarse la atención sobre el requerimiento, cuando sea factible, de un dispositivo que informe al médico especialista sobre la dosis de radiación recibida por el paciente, como parte de las especificaciones de los equipos nuevos de radiodiagnóstico. La medida de las dosis que se imparten a los pacientes, y su registro, son indispensables en procedimientos intervencionistas, debiendo contar tales equipos con el correspondiente sistema de medida. El Real Decreto 1976/1999 hace obligatoria esta condición a todos los equipos en uso en procedimientos intervencionistas.

- Procedimientos para la evaluación anual de las dosis recibidas por los pacientes en los procedimientos más frecuentes y la calidad de la imagen clínica obtenida. Los valores medios de dosis a los pacientes se compararán con los valores de referencia citados en el decreto o con aquellos que se establezcan en el programa de garantía de calidad, de ámbito local, para decidir las medidas correctoras si fueran superados. Este documento contiene una parte referida a dosimetría en el paciente, que plantea distintas opciones para obtener esta información.

- Tasa de rechazo o repetición de imágenes (alrededor del 6-10 % en los sistemas convencionales, excepto en mamografía donde será del 1-3%, y del orden del 2-3 % en los sistemas digitales). Aunque la carga de trabajo de cada unidad asistencial de radiodiagnóstico es variable, con lo cuál es difícil establecer una sistemática para recoger esta información, parece deseable hacerlo durante un periodo suficientemente dilatado como para que se hayan realizado un número de estudios estadísticamente representativo, a ser posible ausente de sesgos por cambios en personal u otras fuentes de desviación. Parece coherente, en consecuencia, llevarlo a cabo durante algunas semanas consecutivas solapando actuaciones del personal rotante en cada sala concreta.
- Verificación de los niveles de radiación, con periodicidad anual, en los puestos de trabajo y en aquellos lugares accesibles al público. De cara a obtener una información con significación, al margen de cargas de trabajo más o menos constantes, puede convenir llevarla a cabo mediante dosímetros de termoluminiscencia situados en los lugares representativos.

En caso de reparación o intervención en los equipos que pueda repercutir en la calidad de la imagen o en la dosis al paciente, se solicitará certificado de la restitución del funcionamiento del equipo a las condiciones previas a la avería y de la verificación de su correcto funcionamiento. Puede ser de interés utilizar modelos normalizados para este tipo de certificaciones que podrán elaborarse por consenso entre los fabricantes y los usuarios de los equipos.

El Real Decreto 1976/1999 requiere que los programas de garantía de calidad describan: los recursos humanos y materiales necesarios para realizar los procedimientos, las responsabilidades y obligaciones de las personas que trabajan en la unidad o con equipos adscritos a la misma, especificando su nivel de responsabilidad y autoridad, y el programa de formación para la utilización del equipo de rayos X, así como para la protección radiológica, entrenamiento continuado y para el caso especial del uso clínico de nuevas técnicas.

El mismo Real Decreto requiere que también se incluya en el programa de garantía de calidad el procedimiento para el registro de incidentes o accidentes que puedan ocurrir en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, con especial atención en las de radiología intervencionista, los resultados de la investigación realizada y medidas correctoras aplicadas.

3.5 Auditorías

El Real Decreto 1976/99 alude a un sistema de auditoría que la autoridad competente establecerá para determinar si el programa de garantía de calidad se adecúa a los objetivos previstos, cumple con las disposiciones reglamentarias que le sean de aplicación, y está implantado de forma efectiva, a efectos de su certificación. La autoridad sanitaria competente vigilará el cumplimiento de los criterios establecidos en el programa de garantía de calidad.

Consiguientemente, parece aconsejable instaurar un sistema de auditorías que demuestren documentalmente el cumplimiento de los objetivos del programa de garantía de calidad. La Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30 de junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas define la "Auditoría Clínica" como el examen o revisión sistemáticos de procedimientos radiológicos médicos que tiene por objeto mejorar la calidad y el resultado del cuidado del paciente, gracias a una revisión estructurada de las prácticas radiológicas, los procedimientos y los resultados, teniendo en cuenta las normas aprobadas para el buen procedimiento radiológico médico con modificación de prácticas cuando sea apropiado y la aplicación de nuevas normas cuando sea

necesario. El artículo 6.4 de la Directiva establece que se realizarán auditorías clínicas de acuerdo con los procedimientos nacionales.

Por su parte, el Royal College of Radiologists, en su documento “Good Practice Guide for Clinical Radiology (Londres, 1999), define la auditoría como un análisis sistemático y crítico de la calidad del cuidado médico o clínico, incluyendo los procedimientos usados para el diagnóstico y tratamiento, el uso de los recursos y el producto resultante de cara a la calidad de vida del paciente. Separa claramente la auditoría médica, relativa al trabajo de médicos, de la clínica, que involucra el trabajo de todos los profesionales dedicados al cuidado de la salud.

En cualquier caso, parece evidente que el programa de ensayos y medidas de control de calidad deberá auditarse. Aunque el término de auditoría es muy amplio, se ha considerado de interés incorporar en este Protocolo algunas orientaciones relacionadas con el equipamiento y con los parámetros de protección radiológica, con el fin de facilitar su aplicación en los programas de garantía de calidad.

En los programas de garantía de calidad (GC) se pueden plantear dos tipos de auditoría:

- 1) Auditoría interna. Realizada por el personal de la propia unidad asistencial de radiodiagnóstico (o por el grupo o entidad externa que esté colaborando en la aplicación del programa de GC).
- 2) Auditoría externa. Realizada por la Administración Sanitaria u otra entidad con competencias sobre el nivel de calidad de la unidad asistencial de radiodiagnóstico.

La auditoría interna debería incluirse como parte de los programas de GC y debería plantearse como un objetivo de buena práctica de todas las acciones que forman parte de dicho programa de GC.

Ejemplo de este tipo de actuaciones serían los siguientes:

- a) Repetir por parte de otras personas y utilizando si es posible otros equipos de medida, un cierto porcentaje de los controles de calidad realizados, y verificar si se obtienen resultados compatibles. La intercomparación periódica de los equipos de medida empleados en las determinaciones experimentales es un requisito fundamental para este fin. Estos ensayos repetitivos permitirán verificar la fiabilidad de resultados previos obtenidos y acotar su precisión.
- b) Supervisar un cierto porcentaje de informes de control de calidad, por personas diferentes de quienes los han realizado y firmado, y comprobar si los resultados son coherentes y si los informes son completos (si se incluyen todos los datos relevantes, como la fecha del control, la correcta identificación del equipo de rayos X evaluado y de la instrumentación utilizada, las personas que han realizado el control, etc). La comparación de protocolos de medida y documentación de resultados, que permitan una fácil inspección y aplicación, ya sea por profesionales del equipo de control de calidad del centro o por otro personal, es un excelente ejercicio de auditoría.
- c) Comprobar periódicamente si los controles de calidad se realizan siguiendo los procedimientos establecidos y si se miden los parámetros relevantes.
- d) Comprobar periódicamente si las recomendaciones que se hacen como consecuencia de los controles de calidad tienen su correspondiente seguimiento por parte del personal de la unidad asistencial de radiodiagnóstico o de la Administración del Centro.

Las auditorías internas deben tener como resultado la mejora de los procedimientos de trabajo, deben ayudar a corregir errores, y deben contribuir a mejorar la calidad de los procedimientos radiológicos. En conjunto, deben entenderse como un procedimiento educacional complementario a otras actividades de formación y entrenamiento, además de servir a la propia promoción de la calidad. El siguiente ejemplo puede ayudar a ilustrar estas afirmaciones.

Una auditoría sobre el análisis de la tasa de rechazo o de repetición de imágenes, podría realizarse según el siguiente esquema:

- a) Comprobar si existe un procedimiento escrito con un formulario de toma de datos. Deberá constar el día de inicio del control y el de finalización (intervalo que habitualmente será de 1 a 4 semanas), la persona o personas responsables del control, etc.
- b) Comprobar si los valores reflejados en el formulario son coherentes con la carga y tipo de procedimientos que se realizan en el Centro auditado. En este control de calidad suele ser difícil a veces conocer el número total de imágenes obtenidas durante un cierto periodo de tiempo. Deberá explicarse cómo se obtiene esta cifra.
- c) Comprobar si la tasa de rechazo obtenida tiene un valor razonable (menor del 10% para cifras globales, según la publicación "Clinical audit in Radiology" del Royal College of Radiologists del Reino Unido, 1996).
- d) Comprobar si se ha emitido un informe de resultados en el que consten los principales motivos del rechazo (sub o sobreexposición, mala posición del paciente, imagen degradada por movimiento del paciente, problemas de procesado, etc), la valoración de los resultados obtenidos y si es necesaria alguna acción correctora.

Un indicador de la eficacia de este tipo de control de calidad lo daría el porcentaje de imágenes rechazadas y recogidas que se han analizado con detalle durante el tiempo de duración del control, y si se han analizado con algunos de los radiólogos y técnicos de radiodiagnóstico de la unidad asistencial de radiodiagnóstico. Comprobar si la decisión del rechazo la toma el técnico o el radiólogo y verificar si existe acuerdo entre ambos a ese respecto constituirá un valor añadido en la gestión de la calidad, pues redundará, en general, en una mejora en la aplicación de los criterios de calidad de imagen.

Las auditorías externas deberían centrarse en aspectos básicos (niveles de dosis a los pacientes, calidad de las imágenes, existencia de informes de resultados, etc), teniendo en cuenta el tipo de instalación que se audita (con sus medios humanos y materiales) y evitando los detalles excesivamente burocráticos que podrían desvirtuar su efectividad. Las auditorías externas deberían plantearse inicialmente como una ayuda y consejo al centro que se audite para mejorar su nivel de calidad. Un planteamiento puramente de inspección con riesgo de sanciones puede ser negativo durante las primeras etapas de implantación de los programas de garantía de calidad, haciendo que algunos centros "preparen" su documentación para "pasar" las inspecciones más que para mejorar su nivel de calidad.

Los resultados de las auditorías, tanto internas como externas, deben documentarse en informes que serán parte de los programas de garantía de calidad.

INDICADORES GLOBALES DE LA CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

1. INDICADORES DE LA DOSIS AL PACIENTE

El control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad de la imagen en exploraciones de radiodiagnóstico, puede constituir un primer estimador sobre el estado global del sistema (equipamiento radiológico, protocolo de exploración, formación del personal) a partir del cuál se decidan actuaciones de verificación dirigidas a elementos concretos para corregir comportamientos anómalos. Para obtener datos de relevancia, las medidas deben realizarse preferentemente sobre pacientes estándar y no mediante procedimientos de simulación.

La información disponible sobre control de la dosis al paciente en exploraciones radiológicas es aún escasa. El documento sobre "Criterios de Calidad de las Imágenes en Radiodiagnóstico", elaborado por una comisión de expertos de la Unión Europea (UE), propone valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para una imagen obtenida en condiciones estándar, aplicables a muestras representativas de pacientes en una sala o centro y no con carácter individual. Los valores de referencia no deben aplicarse a pacientes individuales.

En el documento de la UE se incorporan, debidamente actualizados, además de los criterios de calidad de la imagen, valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para exploraciones de tórax, cráneo, columna lumbar, pelvis, tracto urinario y mama, basados en la dosis promedio impartida en una muestra de centros. El valor de dosis por debajo del cuál están incluidos el 75 % del total de centros se ha tomado como nivel de referencia de dosis, de acuerdo con la terminología del documento (y que se corresponde exactamente con la más frecuente denominación "valor de referencia de dosis" empleada en el presente protocolo). Según este criterio, si el 75 % puede trabajar en tales condiciones, el 25 % restante debería poder corregir sus equipos y/o técnicas de trabajo para reducir adecuadamente sus dosis.

La adopción de valores de referencia se exige en la Directiva Europea 97/43 sobre exposiciones médicas. El Decreto 1976/1999 incluye la sistemática de determinación de dosis de referencia como indicador básico de calidad. De acuerdo con la filosofía del documento EUR 16260, sugiere tomar como proyecciones radiográficas estándar las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, para el control de la dosis y la calidad de la imagen, con los valores de referencia de la dosis a la entrada del paciente indicados en la Tabla I. En esta tabla se incluye también la radiología dental intraoral.

En el control de la dosis al paciente deben distinguirse las exploraciones simples y las exploraciones complejas debido a la necesidad de practicar distintas metodologías de medida.

Para la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

- a) Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.

- b) A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.
- c) Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.

Si las determinaciones tienen lugar sobre pacientes deberán realizarse eligiendo individuos sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios.

Tabla 1. Valores de referencia de la dosis al paciente

TIPO DE EXPLORACIÓN	DOSIS A LA ENTRADA DE REFERENCIA ¹ (mGy)
ABDOMEN AP	10
COLUMNA LUMBAR AP/PA	10
COLUMNA LUMBAR LAT	30
COLUMNA LUMBO-SACRA LAT	40
CRÁNEO AP	5
CRÁNEO LAT	3
CRÁNEO PA	5
MAMOGRAFÍA	10
PELVIS AP	10
TÓRAX LAT	1,5
TÓRAX PA	0,3
DENTAL INTRAORAL PERIAPICAL	7

Los controles de dosimetría a los pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X, tal y como se recoge en el RD 1976/1999.

1.1 Dosimetría a los pacientes en exploraciones simples

En salas dedicadas a exploraciones simples (sin escopia y con un reducido número de proyecciones por paciente) se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (ver tabla en el apartado anterior). De entre ellas, se elegirá la realizada con mayor frecuencia en esa sala, para una muestra mínima de diez estimaciones. Si la dispersión fuera muy importante, convendrá incrementar el tamaño de la muestra.

En todos los casos se detallarán las condiciones técnicas de la exposición (valores seleccionados de tensión, intensidad y tiempo o su producto, distancia foco-película, tamaño de campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película-hoja de refuerzo o del sistema de imagen que se utilice) de cada proyección controlada.

¹ Con retrodispersión (según EUR,1990, el factor de retrodispersión adoptado es 1,08 en mamografía y 1,35 en el resto). Para radiografía dental intraoral se toma 1,1

Cuando los estudios realizados en una sala no incluyan proyecciones con valor de referencia de dosis establecido, se realizará una simulación con el método abreviado que se describe más adelante. En este caso se controlarán dos tipos de exploraciones si con el equipo o en la sala en cuestión se llevan a cabo estudios que se asemejen a tórax y abdomen (con técnicas y protocolos claramente distintos, por lo tanto) o se controlará únicamente un tipo de exploración en otras circunstancias.

El método abreviado consiste en simular las condiciones usuales de una exploración, colocando un detector de radiación en la posición de la entrada del haz de rayos X en el paciente (20 cm por encima de la camilla o por delante del "bucky" o soporte de imagen). Se realizará un disparo con técnica manual, eligiendo las condiciones de exposición propias de un paciente de 70 kg de peso y 1,70 m de estatura. Se repetirá la operación acortando y alargando la distancia foco-cámara 2 cm.

Opcionalmente, podrá utilizarse una cámara de transmisión para estimar la dosis a la entrada a partir del producto dosis-área.

Se pueden estimar utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TL) colocados en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz. Se reflejarán detalles sobre kV, mAs, tipo sistema de imagen, distancia foco-piel (esto es, foco-cámara o foco-maniquí) y distancia foco-película.

Los resultados deberán contrastarse con medidas experimentales sobre pacientes para verificar fehacientemente la adecuación de las aproximaciones asumidas o deducir un coeficiente de corrección.

1.2 Dosimetría a los pacientes en exploraciones complejas

En salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (digestivo, urografía, etc) en las que se obtienen varias imágenes por exploración y se usa frecuentemente la escopia, se medirán, como mínimo, la dosis a la entrada al paciente en grafía, en una de las proyecciones estándar precisando el número de imágenes por exploración, y el tiempo de escopia (si se utiliza) para el tipo de exploración más usual en la sala. De los antedichos controles se llevarán a efecto, al menos, cinco determinaciones.

En todos los casos, se detallarán las condiciones de operación del equipo de rayos X (valores seleccionados en el generador de tensión, corriente y tiempo o su producto, la distancia foco-película y las características de la combinación película-hoja de refuerzo) para las distintas imágenes de la exploración. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada en escopia, bien sobre pacientes o sobre un maniquí que simule al paciente, reproduciendo en la irradiación las condiciones de la escopia (tanto en técnica como en tamaño de campo) empleadas en un estudio real.

Alternativamente, se medirá el producto dosis-área en el tipo de exploración escogido para el control, además del número de imágenes y del tiempo de escopia, si procede, llevando a cabo como mínimo determinaciones sobre datos de cinco pacientes.

Un método abreviado podrá realizarse simulando las condiciones usuales de una proyección asimilable a la de una exploración simple (por ejemplo, simple de abdomen), colocando una cámara de ionización en la posición de la entrada del haz en el paciente (20 cm por encima de la camilla, o por delante del "bucky" o soporte de imagen). Operando en técnica manual, se elegirán las condiciones de exposición propias de un paciente de 70 kg de peso y 1,70 m de estatura y se realizará un disparo. Se repetirá la operación acortando y

alargando la distancia foco-cámara 2 cm.

También, mediante el uso de una cámara de transmisión, se podría estimar la dosis a la entrada a partir del producto dosis-área, utilizando factores de conversión.

También se podrían utilizar dosímetros TL colocados en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz.

1.3 Dosimetría a los pacientes en otras exploraciones

En salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionista, etc.) se medirán la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio) con arreglo a lo indicado anteriormente y la dosis en la superficie, medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo o el producto dosis-área. Se registrarán también el número de imágenes y el tiempo de escopia. Igualmente, se llevarán a efecto, al menos, determinaciones en cinco pacientes. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada según se especifica en el caso de exploraciones complejas convencionales.

De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, los equipos de rayos X que se utilicen en procedimientos intervencionistas deberán tener disponible un sistema de medida y registro de las dosis que se imparten a los pacientes.

En salas de tomografía computarizada, cuyo procedimiento dosimétrico se presenta en la sección de control de parámetros técnicos, se podrá medir la dosis en la superficie del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada. Se registrarán los detalles técnicos de kVp, mAs, número, espesor de los cortes y distancia entre los mismos. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada por varios dosímetros de TL. Los dosímetros han de unirse de manera que el conjunto detecte radiación en una longitud de un centímetro, aproximadamente, sobre la superficie de la zona del paciente a explorar (de modo similar a las aplicaciones en que se desea obtener la curva de perfil de dosis), alineando dicha batería en la dirección de progresión de los cortes tomográficos y posicionándola en el centro de la longitud a cubrir por los distintos cortes.

Puede medirse también el índice de dosis normalizado ponderado (${}_n\text{CTDI}_w$), empleando un maniquí apropiado, o el índice de dosis en TC en aire, documentando adecuadamente la metodología seguida. Se calculará el índice de dosis ponderado (CTDI_w) para el espesor o espesores utilizados en la exploración, y el producto dosis longitud para una exploración completa (“European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography”, EUR 16262 EN, Mayo 1999).

También en cualquiera de estos procedimientos de estimación se llevarán a efecto cinco determinaciones, como mínimo.

2. INDICADORES DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

La evaluación de parámetros que permiten objetivar la calidad de imagen podrá llevarse a cabo con una o ambas de las siguientes opciones:

- a) a través de los criterios anatómicos del grupo de expertos de la Comisión Europea (EUR-16260, 1996; EUR-16261, 1996 y EUR-16262, 1999) u otros análogos propuestos por el radiólogo responsable de la sala o servicio. En este último supuesto, los criterios substitutivos constarán por escrito, junto con los resultados del control efectuado.
- b) con objetos de prueba que permitan valorar los parámetros físicos básicos de la imagen (por ejemplo estimando límite de resolución espacial, umbral de sensibilidad para detalles de bajo contraste, etc.) constando por escrito la evaluación realizada y las tolerancias establecidas.

Cuando este control se efectúe sobre imágenes clínicas, éstas deberían corresponder a los pacientes en los que se hayan realizado las determinaciones señaladas en la sección de dosimetría al paciente de manera que los resultados de ambos ensayos sean representativos de las condiciones de trabajo en una misma fecha.

Se recomienda realizar controles de imagen al menos una vez al año y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X.

3. TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES

El control de la tasa de rechazo de imágenes, recogido en la mayoría de los protocolos de control de calidad (Moores, 1987; BIR, 1988; OMS, 1984; NCRP, 1988) supone un complemento a los controles globales de dosis e imagen (en equipos con dispositivos convencionales de grafía) que permite identificar de forma genérica las necesidades más urgentes de actuación, a la vez que supervisar la consecución de los objetivos del propio programa de control de calidad. De este modo, el programa de control de parámetros técnicos podrá concentrarse prioritariamente en las áreas con mayores oportunidades de mejora.

Para lograr un buen análisis de rechazo de películas es fundamental contar con la cooperación total del personal técnico del servicio. Antes de empezar el análisis, es importante explicar perfectamente los métodos y objetivos a todo el personal participante. Deberá señalarse que el programa busca mejorar la eficiencia general, y no criticar deficiencias individuales.

Se recomienda llevar a cabo un análisis de rechazo preliminar antes de iniciar un programa general de control y garantía de calidad para establecer valores de referencia (que cabe pensar, como ya se indicó anteriormente, estará alrededor del 6-10 % en los sistemas convencionales y del orden del 2-3 % en los sistemas digitales) y seguirlo después con periodicidad, al menos, anual. Las imágenes rechazadas deberían recogerse siquiera durante un período de dos a cuatro semanas.

En su forma más simple, un estudio deberá consistir en el recuento de las imágenes rechazadas, expresando la tasa de rechazo como un porcentaje del número total de imágenes obtenidas durante un cierto período. El número total de imágenes obtenidas deberá

deducirse a partir de la indicación que el responsable de control de calidad estime más fiable (datos del almacén de películas, de los contadores de exposición o procesado, de las estadísticas y registros del propio servicio de radiodiagnóstico, etc.). En los servicios con técnicas de imagen digital, la tasa de rechazos deberá contemplarse desde el principio en los sistemas de información radiológica (RIS) o de almacenamiento (PACS), si bien la mayoría de los sistemas digitales comerciales existentes en la actualidad no disponen de herramientas que faciliten la evaluación de tasas de rechazo, e incluso posibilitan la eliminación de imágenes por parte del operador sin que quede constancia de ello.

Otras opciones que permiten obtener más información acerca de los orígenes y causas de los rechazos, suponen registrar la sala de donde procede cada una de las imágenes rechazadas, el tipo de examen y la causa del rechazo (que pueden clasificarse en categorías como: subexposición, sobreexposición, errores de colocación o de colimación, fallo del equipo, artefactos en la película, movimiento del paciente, sin valor diagnóstico, etc.)

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS

1. EQUIPOS DE GRAFÍA

En este área se incluyen controles del generador de rayos X, tubo, dispositivos de colimación y alineación, dispositivos de control automático de exposición y el movimiento tomográfico, aplicables a equipos convencionales de grafía y fluorografía.

En lo referente al control automático de exposición todas las pruebas y tolerancias indicadas están basadas en la medida de la densidad óptica. En aquellas instalaciones donde no se disponga de sistemas de registro con cartulina-película sino equipos de radiografía computarizada basados en fósforos fotoestimulables se podrán basar los parámetros en medidas de dosis a la entrada del sistema de registro (especialmente en la prueba referente a reproducibilidad) y establecer las tolerancias en base a la información que suministre el fabricante o a referencias iniciales.

En la Tabla I.1 se presentan los parámetros esenciales de los equipos convencionales de grafía y en la Tabla I.2 los parámetros complementarios de dichos equipos.

Tabla I.1. Parámetros ESENCIALES de los equipos convencionales de grafía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)		
				Parcial	Total	
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS						
DG004 (pg 37)	Indicador de la distancia foco-película	Diferencia entre medida e indicada < 4 %	Inicial y cambios	10	45	
DG006 (pg 38)	Coincidencia y centrado campo de luz-campo de radiación	< ± 2 % de la distancia foco-maniquí de colimación en cada borde del campo	Anual / Inicial y cambios	10		
DG007 (pg 38)	Coincidencia campo radiación-campo registro en sistemas automáticos	< ± 2 % de la DFP* en cada borde del campo	Anual / Inicial y cambios	15		
DG009 (pg 39)	Ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen	≤ 1,5 °	Anual / Inicial y cambios	10		
CALIDAD DEL HAZ						
DG010 (pg 39)	Exactitud y reproducibilidad de la tensión	Exactitud < ± 10 %; Reproducibilidad < 5 %	Anual / Inicial y cambios	15		
DG011 (pg 39)	Filtración. Capa hemirreductora	> 2,5 mm Al para kVp > 70 kV.	Inicial y cambios	15		
TIEMPO DE EXPOSICIÓN						
DG013 (pg 40)	Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición	< ± 10 % para t > 20 ms o según el fabricante para t ≤ 20 ms; Reproducibilidad < 10 %	Anual / Inicial y cambios	15		
RENDIMIENTO						
DG014 (pg 40)	Reproducibilidad	< 10 %	Anual / Inicial y cambios	15		
DG015 (pg 40)	Valor del rendimiento	S/ especificaciones del fabricante. Orientativo, 30-65 µGv/mAs a 80 kV y 1 m del foco	Anual / Inicial y cambios	15		
DG016 (pg 41)	Variación del rendimiento con la corriente	Coefficiente de linealidad < 0,1	Anual / Inicial y cambios	40		
CONTROL AUTOMÁTICO EXPOSICIÓN (CAE)						
DG022 (pg 42)	Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades. Reproducibilidad del CAE	1,1 - 1,4 DO**	Anual / Inicial y cambios	30		
DG023 (pg 42)	Incremento de DO por paso del selector de densidades	Diferencia entre pasos consecutivos < 0,3 DO	Anual / Inicial y cambios	30		
DG024 (pg 43)	Compensación del CAE para distintos espesores	Desviación ± 0,2 DO	Anual / Inicial y cambios	20		
DG025 (pg 43)	Compensación del CAE para distintas tensiones	Desviación ± 0,2 DO	Anual / Inicial y cambios	20		
DG026 (pg 43)	Compensación del CAE para distintas corrientes	Desviación ± 0,2 DO	Anual / Inicial y cambios	20		

* DFP = Distancia foco-película

** DO = densidad óptica (incluye la base más el velo)

Tabla I.2. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos convencionales de grafía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
RADIACIÓN DE FUGA					
DG001 (pg 37)	Detección y medida de la radiación de fuga	< 1 mGy en 1 h a 1 m en un área ≤ 100 cm ²	Inicial y cambios	30	30
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
DG002 (pg 37)	Tamaño del foco	Según especificaciones del fabricante	Inicial y cambios	60	90
DG003 (pg 37)	Tamaño mínimo del campo	≤ 5 cm x 5 cm a 100 cm DFP*	Anual / Inicial y cambios	5	
DG005 (pg 38)	Definición del campo luminoso	Simetría (≤ 1 cm de diferencia entre la distancia de un borde y el opuesto) Iluminación > iluminación ambiente Penumbra en bordes < 1 cm, en estimación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
DG008 (pg 39)	Coincidencia indicadores de colimación-campo de radiación	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	
CALIDAD DEL HAZ					
DG012 (pg 40)	Visualización de la forma de onda	Porcentaje de rizado s/ especificaciones del fab.	Anual / Inicial y cambios	20	20
RENDIMIENTO					
DG017 (pg 41)	Kerma de transmisión	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	15
REJILLA					
DG018 (pg 41)	Factor de exposición de la rejilla	—	Inicial y cambios	15	
DG019 (pg 42)	Estado de la rejilla	—	Anual / Inicial y cambios	15	
DG020 (pg 42)	Posicionamiento correcto de la rejilla	—	Anual / Inicial y cambios	15	

* DFP = Distancia foco-película

Tabla I.2. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos convencionales de grafía (continuación)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN					
DG021 (pg 42)	Homogeneidad entre cámaras	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	30
MESA RADIOGRÁFICA					
DG027 (pg 43)	Factor de atenuación	Según especificaciones del fabricante	Inicial	45	45
MOVIMIENTO TOMOGRÁFICO					
DG028 (pg 44)	Estabilidad del movimiento y uniformidad de la exposición	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	
DG029 (pg 44)	Resolución	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20	
DG030 (pg 44)	Posición del corte	Diferencia entre el plano focal medido y el indicado $\leq \pm 0,25$ cm	Anual / Inicial y cambios	20	
DG031 (pg 44)	Espesor del corte	Diferencia entre el espesor de corte medido y el especificado $\leq \pm 50\%$	Anual / Inicial y cambios	20	
DG032 (pg 44)	Angulo tomográfico	Diferencia entre el ángulo de exposición medido y el indicado $\leq \pm 3^\circ$	Anual / Inicial y cambios	20	
DG033 (pg 45)	Planitud	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20	

1.1 Radiación de fuga

DG001.- Detección y medida de la radiación de fuga.

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	< 1 mGy en 1 h a 1 m del foco, a la máxima carga que pueda soportar el tubo durante 1 hora, y promediando sobre un área que no exceda los 100 cm ² .
Frecuencia	Inicial, tras cambios. T. estimado 30 min. Personal Experto
Material	Láminas de plomo. Películas radiográficas en sobres para exposición directa. Cámara de ionización adecuada para su medida.
Antecedentes	UNE, 1975
Observaciones	Se considera complementario en el contexto del control de calidad si bien es esencial en protección radiológica.

1.2 Parámetros geométricos

DG002.- Tamaño del foco

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Norma IEC 60336, 1993. Según especificaciones del fabricante
Material	Cámara de rendija, cámara de microorificio. Alternativamente, patrón de estrella o de resolución, con película directa o chasis cargado, densitómetro y lupa con retícula.
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 60 min Personal Experto
Antecedentes	
Observaciones	El tamaño de foco es un parámetro esencial en la caracterización inicial de un tubo de rayos X, puesto que establece un límite para la resolución espacial global del sistema. Sin embargo, su medida precisa en una instalación concreta es problemática puesto que necesita de una instrumentación costosa (cámara de rendija o de microorificio) y no siempre disponible. Se entiende que normalmente será suficiente basar esa caracterización inicial en el certificado que los fabricantes facilitan con cada tubo de rayos X. Dicha caracterización inicial puede asociarse, en condiciones especificadas, a un determinado valor de resolución en película (obtenido a partir de una medida con patrón de estrella o de barras), que puede servir en lo sucesivo para llevar a cabo pruebas de constancia destinadas a detectar una eventual degradación del tamaño de foco.

DG003.- Tamaño mínimo del campo

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	A título indicativo: Longitud ≤ 5 cm, anchura ≤ 5 cm a 100 cm de la distancia foco-película
Material	Regla
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	
Observaciones	Puede llevarse a cabo mediante una doble exposición sobre un chasis cargado con película convencional, la primera con uno de los diafragmas completamente abierto y el perpendicular completamente cerrado, y la segunda, invirtiendo el estado de los diafragmas. La comprobación de este parámetro asegura la posibilidad de reducir el campo al tamaño mínimo imprescindible compatible con las necesidades de la exploración.

DG004.- Indicador de la distancia foco-película

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La diferencia entre la distancia medida y la indicada será $< 4\%$ de la indicada en la escala.
Material	Metro o lámina de plomo con círculo interior hueco de diámetro conocido, chasis cargado.
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Experto/Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985

Observaciones Si la posición del foco no es visible, se determinará conjuntamente con la exactitud del indicador de distancia foco-película. Para ello se utiliza un colimador circular formado por una lámina de plomo de espesor adecuado con un orificio circular central de diámetro conocido y dos chasis cargados. La lámina se fija al colimador del equipo y los chasis se sitúan uno (a ser posible con parrilla incorporada) sobre la mesa radiológica y otro en el portachasis. Se efectúa una exposición con la técnica adecuada para conseguir una buena delimitación del borde del círculo y se miden la distancia entre la lámina y el chasis situado sobre la mesa y los diámetros de las imágenes del círculo interior de la lámina en las dos películas. Con ello se pueden determinar geoméricamente ambos parámetros.

DG005.- Definición del campo luminoso

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Simetría: no más de 1 cm de diferencia entre la distancia de un borde al centro y del opuesto, verificando ambas direcciones
 Iluminación: por encima de la iluminación ambiente.
 Penumbra en los bordes del campo: <1 cm, en estimación visual.
Material Regla, fotómetro.
Frecuencia Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Técnico
Antecedentes
Observaciones La iluminación producida por el campo luminoso puede comprobarse visualmente dado que en definitiva lo que se pretende es verificar que el campo luminoso es claramente distinguible desde la posición del operador y con la luz ambiente habitual. No obstante, a título indicativo, y salvo casos especiales, no suelen considerarse satisfactorios valores de iluminación inferiores a 50 lux, medidos en la posición del campo de entrada y con la luz ambiental apagada.

DG006.- Coincidencia y centrado campo de luz-campo de radiación

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Coincidencia: $< \pm 2 \%$ de la distancia entre el foco y el maniquí de colimación en cada dirección principal. La suma total de las desviaciones no excederá, por otra parte, el 3% de la distancia entre el foco y maniquí de colimación.
 Centrado: La cruceta del diafragma del haz luminoso o su centro aproximado no deben desviarse del centro del haz de radiación más de $\pm 1 \%$ de la distancia entre el foco y el maniquí de colimación.
Material Maniquí de colimación o marcadores radio-opacos. Chasis, película.
Frecuencia Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto/Técnico
Antecedentes Hendee, 1985
Observaciones Se pretende evitar que el paciente reciba dosis innecesarias en zonas sin interés clínico. Deberá colocarse el tubo de rayos X perpendicular y centrado al tablero de la mesa o estativo mural, utilizando una distancia foco-mesa de 1 m (o la distancia habitual al estativo mural). Se ajustarán los colimadores con el contorno rectangular de la lámina metálica o con los marcadores utilizados. El plano del campo visual no deberá separarse de la normal al eje del haz de radiación en más de 3° . Es conveniente realizar esta prueba para campos grandes cercanos a la máxima apertura de los colimadores.

DG007.- Coincidencia campo de radiación- campo de registro en sistemas automáticos

Calificación ESENCIAL
Tolerancias $< \pm 2 \%$ de la distancia entre el foco y el receptor de imagen en cada dirección principal. La suma total no excederá el 3 % de la distancia entre el foco y el receptor.
Material Lámina metálica. Chasis, película.
Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto/ Técnico
Antecedentes IPFM, 1997
Observaciones En este contexto se entiende por campo de registro la superficie física del receptor de imagen. Los sistemas a los que se aplica este tipo de control son aquellos en los que el ajuste del campo de radiación al campo de registro se hace de forma automática. Casos típicos son los equipos de ra-

diografía general dotados de colimación automática y los seriógrafos de cualquier equipo telemandado.

DG008.- Coincidencia indicadores de colimación-campo de radiación

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Lámina metálica. Chasis, película.		
Frecuencia	Anual /Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes			
Observaciones	Se pretende con este parámetro asegurar que los límites del campo de radiación puedan ser alineados correctamente.. Puede verificarse este parámetro simultáneamente con la coincidencia del campo de luz con el campo de radiación (DG003). Aunque poco utilizados en la práctica común, los indicadores de colimación constituyen el método más eficiente de garantizar el ajuste manual del campo de radiación al de registro en el plano de éste.		

DG009.- Ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	El ángulo que forman el eje central del haz de rayos X y el plano del receptor de imagen no deberá desviarse de 90 ° más de 1,5 °		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto /Técnico
Material	Cilindro de comprobación		
Antecedentes	Hendee, 1985		
Observaciones	Este parámetro incluye tanto las posibles desviaciones en angulación (entre el eje central del haz de radiación y la perpendicular al plano de entrada del receptor de imagen) como en desplazamiento.		

1.3 Calidad del haz

DG010.- Exactitud y reproducibilidad de la tensión

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Exactitud < ± 10 % Reproducibilidad < 5 %		
Material	Kilovoltímetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones			

DG011.- Filtración. Capa hemirreductora.

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	> 2,5 mm equivalentes de aluminio para equipos que funcionen con tensiones pico > 70 kV		
Material	Detector de radiación. Filtros de aluminio de pureza superior a 99,5%.		
Frecuencia	Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	HPA, 1980; ICRP 34; UNE 20-569-75		
Observaciones	La mayor parte de las normas Europeas establecen tolerancias en filtración total, usualmente expresada como "espesor equivalente de aluminio". Este parámetro no es medible directamente pero su utilidad estriba en ser una magnitud aditiva y por tanto útil para diseñar y fabricar los distintos componentes interpuestos en el haz. En diferentes grupos de expertos se considera que la calidad espectral debería especificarse en términos de capa hemirreductora (CHR) a un cierto kVp. Este parámetro es medible en pruebas de aceptación o constancia. A 70 kVp una CHR superior a 2,5 mm aluminio garantiza el cumplimiento de la tolerancia señalada para la filtración.		

DG012.- Visualización de la forma de onda

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Porcentaje de rizado según especificaciones del fabricante		
Material	Cámara de ionización y oscilógrafo o equipo integrado que permita grabar y visualizar en un ordenador personal la forma de onda.		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes			
Observaciones	Se comprobará que el tipo de rectificación es el especificado y se analizará el porcentaje de rizado.		

1.4 Tiempo de exposición

DG013.- Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Exactitud $< \pm 10\%$ para tiempos >20 ms o lo especificado por el fabricante para tiempos ≤ 20 ms Reproducibilidad $< 10\%$		
Material	Medidor de tiempos de exposición		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	Su ajuste correcto tiene influencia en la calidad de la imagen tanto en lo que respecta a la densidad óptica obtenida como para prevenir la borrosidad cinética. Las medidas se realizarán con diferentes tiempos de exposición.		

1.5 Rendimiento

DG014.- Reproducibilidad

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	$< 10\%$		
Material	Cámara de ionización		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	Dosis (o kerma) en aire, sin retrodispersión y por unidad de carga nominal, a 80 kVp y a 1 m de distancia del foco.		

DG015.- Valor del rendimiento

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante. De modo orientativo, a 1m del foco y a una tensión pico de 80 kV, entre 30 y 65 $\mu\text{Gy/mAs}$.		
Material	Detector de radiación y electrómetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes			
Observaciones	Se define el rendimiento como el valor de la dosis en aire sin retrodispersión y por unidad de carga a 80 kVp y expresada a 1 m de distancia del foco. Este parámetro junto con los correspondientes al tiempo de exposición y a la calidad del haz permite tener un indicador del ajuste de la corriente y, si ésta fuera correcta, del estado del tubo. Equipos con poco rendimiento requieren tiempos de exposición más largos con el consiguiente riesgo de degradación de la calidad de la imagen. Si las dosis se miden a otras tensiones puede utilizarse este parámetro para estimar dosis a pacientes en condiciones reales de trabajo. Es útil también para cuantificar las diferencias entre los diversos equipos que realizan las mismas operaciones.		

El rendimiento se ve afectado de manera importante por la filtración total del haz. Debido a ello, se recomienda su valoración en conjunto con la de otro parámetro, kerma de transmisión, descrito en DG017.

DG016.- Variación del rendimiento con la corriente

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Coeficiente de linealidad $\leq 0,1$		
Material	Detector de radiación		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 40 min	Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	Para medidas de dosis en exposiciones consecutivas por mAs nominales (para mAs < 200). Las medidas se realizarán con diferentes corrientes.		

DG017.- Kerma de transmisión

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Detector de radiación y electrómetro. Láminas de cobre o aluminio		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	Tiempo 15 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes	IEC 61223-3-1		
Observaciones	Se entiende en este contexto por kerma de transmisión el valor de kerma en aire, sin retrodispersión, medido a 80 kVp y a 1 m del foco, cuando entre éste y el detector se interpone un atenuador de determinado espesor. Se medirá con atenuadores constituidos por 2 mm de cobre o por 25 mm de aluminio. El kerma de transmisión es mucho menos sensible a las variaciones en la filtración del haz que el rendimiento medido conforme a DG015 y puede complementar la evaluación de dicho rendimiento.		

1.6 Rejilla

DG018.- Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	—		
Material	Cámara de exposición. Alternativamente puede utilizarse un maniquí de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.		
Frecuencia	Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes			
Observaciones	El factor de exposición de la rejilla se calcula como D_1/D_2 donde D_1 y D_2 son los valores de dosis aire medidos en el haz y en el mismo punto del plano de la imagen sin y con rejilla respectivamente. Si no se dispone de portachasis sin rejilla (o si el "bucky" no se puede quitar) puede calcularse el factor del sistema de rejilla o del "bucky" mediante la expresión: $D_1 f_1^2 / D_2 f_2^2$ donde D_1 y D_2 son los valores de dosis aire medidos en el mismo eje del haz en dos puntos situados sobre el tablero y debajo del sistema de rejilla respectivamente. f_1 y f_2 son las correspondientes distancias desde el foco a esos puntos. Alternativamente, si hubiese dificultades prácticas para colocar el dosímetro en el plano de la imagen, el factor de rejilla puede calcularse como el cociente entre los mAs necesarios para obtener dos imágenes del maniquí sobre el tablero dentro del haz con la misma densidad óptica (próxima a 1,0) con y sin rejilla respectivamente. De la misma manera el factor del sistema de rejilla se obtendría a partir de los mAs necesarios para obtener las imágenes con el chasis en su posición habitual o sobre el tablero respectivamente.		

DG019.- Estado de la rejilla

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	$\frac{3}{4}$		
Material	Chasis cargado		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico
Antecedentes			
Observaciones	Detectar las posibles alteraciones (visualización de las láminas de la rejilla, etc.) mediante la exposición a 50 kV, sin atenuación adicional interpuesta, de un chasis cargado sin seleccionar la rejilla. Comprobar su funcionamiento cuando se selecciona.		

DG020.- Posicionamiento correcto de la rejilla

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	—		
Material	Chasis y película		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes			
Observaciones	Se valorará visualmente el correcto centrado, focalización y alineación de la rejilla. Las posibles variaciones de densidad en la película podrán documentarse mediante un densitómetro.		

1.7 Control automático de la exposición (CAE)

DG021.- Homogeneidad entre las cámaras

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante. A falta de las mismas y a título indicativo, las tres cámaras deberían estar ajustadas de modo que la densidad obtenida al seleccionar cualquier combinación habitual de ellas sea estable y no varíe en $\pm 0,2$ DO del nivel medio de las tres cámaras.		
Material	Espesor equivalente paciente, película, chasis y máscaras de plomo.		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	Moores, 1987		
Observaciones	La función del exposímetro automático es producir ennegrecimientos constantes al interponer diferentes atenuadores (paciente, maniquí).		

DG022.- Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades. Reproducibilidad del CAE

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Ajuste del CAE: 1,1-1,4 DO, con 80 kV y un espesor equivalente al abdomen de un adulto. Reproducibilidad < 10 % tanto para el intervalo de densidades ópticas como de exposiciones.		
Material	Espesor equivalente paciente, película, chasis y máscaras de plomo.		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	Moores, 1987		
Observaciones	La medida de la reproducibilidad se realizará con la cámara central.		

DG023.- Incremento de DO por paso del selector de densidades

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	La diferencia entre pasos consecutivos será < 0,3 DO, salvo que el fabricante indique otro valor		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Material	Espesor equivalente paciente, película y chasis		
Antecedentes	Moores, 1987		
Observaciones	Esta medida se realizará con la cámara central.		

DG024.- Compensación del CAE para distintos espesores

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Desviación $\leq \pm 0,2$ DO		
Material	Espesor equivalente paciente, película y chasis.		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	La densidad de la película no deberá variar en más de $\pm 0,2$ DO, respecto del valor obtenido en la evaluación del ajuste del exposímetro (DG022), cuando, a 80 kVp y con una corriente fija, se hace variar el espesor del atenuador entre el equivalente a 10 cm y a 30 cm de agua.		

DG025.- Compensación del CAE para distintas tensiones

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Desviación $\leq \pm 0,2$ DO		
Material	Espesor equivalente paciente/ Película y chasis.		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	La densidad de la película no deberá variar en más de $\pm 0,2$ DO, respecto del valor obtenido en la evaluación del ajuste del exposímetro (DG022), cuando, manteniendo constantes todos los demás parámetros, se hace variar la tensión entre 60 kV y 120 kV.		

DG026.- Compensación del CAE para distintas corrientes

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Desviación $\leq \pm 0,2$ DO		
Material	Espesor equivalente paciente. Película y chasis.		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	La densidad de la película no deberá variar en más de $\pm 0,2$ DO, respecto del valor obtenido en la evaluación del ajuste del exposímetro (DG022), cuando, manteniendo constantes todos los demás parámetros, se hace variar la corriente en el tubo dentro de los límites utilizados en el uso normal del equipo.		

1.8 Mesa radiográfica

DG027.- Factor de atenuación

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Cámara de ionización		
Frecuencia	Inicial	T. estimado 45 min	Personal Experto
Antecedentes	RD 1249/1985		
Observaciones	Esta medida que se debería realizar a varias tensiones es importante al identificar un parámetro fundamental para la protección del paciente y que repercute de forma importante en el coste de la mesa. Si la mesa está situada entre el paciente y el dispositivo de imagen su mayor atenuación significa irradiar más al paciente. Si el equipo dispone de modos de escopia o de adquisición de imagen que supongan la introducción de filtros adicionales en el haz, puede convenir medir también el factor de atenuación en esas condiciones indicando la capa hemirreductora para los diferentes modos.		

1.9 Movimiento tomográfico

DG028.- Estabilidad del movimiento tomográfico y uniformidad de la exposición

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	El movimiento tomográfico será estable y uniforme en su recorrido geométrico y corresponderá al movimiento especificado por el fabricante para la unidad.		
Material	Ninguno		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico/Experto
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones	Podrá realizarse una inspección visual, para detectar movimientos irregulares observando el tubo y el “bucky”. El observador se colocará a menos de 2 metros de la mesa. En el caso de ser necesario realizar exposiciones para obtener el movimiento tomográfico, se cerrarán los diafragmas y se utilizarán delantales plomados.		

DG029.- Resolución

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	La resolución tomográfica estará de acuerdo con la especificada por el fabricante		
Material	Objeto de ensayo de resolución. Cartulina y película		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones			

DG030.- Posición del corte

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	El plano focal medido no diferirá del indicado en más de $\pm 0,25$ cm		
Material	Objeto de ensayo		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones			

DG031.- Espesor del corte

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	El espesor de corte medido no diferirá en más de ± 50 % del especificado por el fabricante		
Material	Objeto de ensayo		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones			

DG032.- Ángulo tomográfico

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	El ángulo de exposición medido no diferirá del indicado (si existe), en más de $\pm 3^\circ$		
Material	Objeto de ensayo		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones			

DG033.- Planitud

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	La planitud del plano focal estará de acuerdo con la tolerancia especificada por el fabricante
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto
Material	Objeto de ensayo
Antecedentes	BIR, 1988
Observaciones	

2. EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS Y FLUOROGRÁFICOS

Los equipos de fluoroscopia convencionales están siendo reemplazados por equipos tecnológicamente más avanzados en los que es posible trabajar con distintas modalidades: fluoroscopia pulsada y continua; fluorografía convencional, de sustracción digital o cinefluorografía. La imagen fluoroscópica en los equipos convencionales es directamente visualizada en un monitor de TV o registrada utilizando diferentes soportes tales como película de 100 mm, cine, etc. En los equipos modernos, la imagen es adquirida digitalmente pudiendo ser procesada en tiempo real antes de ser visualizada o registrada. La versatilidad de los equipos fluoroscópicos genera que hayan crecido de forma muy significativa una amplia gama de procedimientos diagnósticos y, de forma muy especial, los procedimientos de radiología vascular diagnósticos y terapéuticos y otros procedimientos intervencionistas. Consecuentemente, en este apartado se trata de, sin perder generalidad, aportar el mayor número de datos que posibiliten la realización de un control de calidad de los parámetros más relevantes de cada una de las modalidades fluoroscópicas.

Resulta difícil establecer tolerancias debido a diferentes factores tales como las distintas tecnologías utilizadas por los fabricantes, las modificaciones de funcionamiento que el fabricante realiza en función de la aplicación concreta o de la exigencia del radiólogo y los distintos soportes de la imagen. Los controles de calidad tienen pues como objetivo, en un primer momento, verificar las especificaciones dadas por el fabricante (pruebas de aceptación) y establecer los valores de referencia de los parámetros más significativos (pruebas de estado); en un segundo momento, el objetivo será verificar la constancia en el funcionamiento del equipo (pruebas de constancia). En la norma IEC 61223-2-9 (Constancy tests-Equipment for indirect radiology and indirect radiography, 1999) se establecen los parámetros, metodología y dispositivos de medida que han de ser considerados en la realización de las pruebas de constancia. Se incluyen referencias bibliográficas en las que se aportan tanto métodos de medida como valores obtenidos en estudios que abarcan muestras extensas. Estos valores no deben entenderse más que como valores indicativos.

Los parámetros relativos al funcionamiento del generador y tubo de rayos X (tensión, corriente, tiempos de exposición, capa hemirreductora, tamaño del foco, etc.) no se incluyen en este apartado, ya que tanto la metodología de medida como las tolerancias establecidas coinciden con las indicadas para los equipos de radiología convencional (ver Equipos de grafía). La medida de estos parámetros entraña ciertas dificultades cuando el equipo no se pueda operar manualmente ya que la introducción de los dispositivos de medida (kilovoltímetro, dosímetro, etc.) en el haz de rayos X modifica los factores de exposición que selecciona el control automático del equipo. En muchos casos, la alta atenuación de estos dispositivos provoca el que automáticamente se seleccionen valores muy altos de la tensión. Como cuestión de procedimiento es importante advertir que el intensificador de imagen es un dispositivo de alta ganancia diseñado para trabajar con exposiciones bajas (del orden de $\mu\text{Gy/s}$). En consecuencia, se debe procurar que esté apantallado al realizar las medidas para evitar su exposición al haz de radiación primaria. En la norma IEC 60601-2-43 publicada en el año 2000, se establecen, para diferentes tensiones, los valores de la primera capa hemirreductora que deben tener los equipos de radiología intervencionista.

En este apartado no se han incluido aquellos parámetros relacionados con el intensificador de imagen cuya evaluación exige la realización de medidas invasivas. Los procedimientos a seguir para su determinación están especificados en las correspondientes normas ICE (IEC 1262-2 (Factor de conversión), IEC 1262-6 (Factor de contraste), IEC 1262-3 (Brillo)).

En la Tabla II.1 se presentan los parámetros esenciales de los equipos fluoroscópicos y fluorográficos convencionales, en la II.2 los complementarios de los mismos equipos y en las Tablas II.3 y II.4 los parámetros esenciales y complementarios, respectivamente, de los equipos fluoroscópicos digitales

Tabla II.1 Parámetros ESENCIALES de los equipos fluoroscópicos y fluorográficos convencionales

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)		
				Parcial	Total	
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS						
DE001 (pg 53)	Mínima distancia foco-piel	≥ 20 cm en equipos para interv. quirúrgicas ≥ 30 cm en cualquier otro equipo o aplicación	Anual / Inicial y cambios	15	75	
DE003 (pg 53)	Tamaño del campo de entrada del II* Distorsión geométrica	$\phi_{medido}/\phi_{nominal} \geq 0,85$ Distorsión integral ≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios	30		
DE004 (pg 53)	Comprobación visual de la existencia de distorsión tipo "S" y cojinete	—	Anual / Inicial y cambios	15		
DE006 (pg 54)	Coincidencia del campo o de radiación con el II	$I \leq \text{Area}_{RX} / \text{Area}_{II} \leq 1,1$	Anual / Inicial y cambios	15		
RENDIMIENTO						
DE008 (pg 55)	Constancia	- En modo manual ≤ ± 20 % - En modo automático: + 25 % / -20 % con maniquí de Z ≤ 14 ≤ ± 25 % con maniquí de Z alto	Anual / Inicial y cambios	45		
CONTROL AUTOMÁTICO DE INTENSIDAD (CAI)						
DE009 (pg 56)	Tasa de dosis/dosis por imagen en el plano de entrada del II	Según especificaciones del fabricante Constancia ≤ ± 20 %	Anual / Inicial y cambios	45		
DE010 (pg 57)	Reproducibilidad tasa de dosis / dosis por imagen en el II	± 10 %	Anual / Inicial y cambios	15		
DE011 (pg 58)	Compensación del CAI para distintos espesores y tensiones	Desviación ≤ ± 5 %	Anual / Inicial y cambios	45		
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)						
DE012 (pg 58)	Reproducibilidad	Exposición ≤ 10 % Densidad óptica ≤ 0,2 DO**	Anual / Inicial y cambios	30		
DE013 (pg 58)	Compensación del CAE para distintos espesores y tensiones	Desviación ≤ ± 0,2 DO	Anual / Inicial y cambios	60		

* II = Intensificador de imagen

** DO = Densidad óptica (incluida la base más el velo)

Tabla II.1 Parámetros ESENCIALES de los equipos fluoroscópicos y fluorográficos convencionales (continuación)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
TASA DE DOSIS AL PACIENTE					
DE014 (pg 58)	Tasa de dosis máxima al paciente estándar	Fluoroscopia modo normal ≤ 100 mGy/min Fluoroscopia alta tasa ≤ 200 mGy/min Fluorografía no pulsada ≤ 100 mGy/min	Trimestral / Inicial y cambios	45	
DE015 (pg 59)	Reproducibilidad con CAE*	≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios	45	
CALIDAD DE IMAGEN (EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS)					
DE021 (pg 60)	Escala de grises	Detalles presentes en el objeto de ensayo, igualmente visibles.	Trimestral / Inicial y cambios	15	
DE022 (pg 61)	Límite de resolución a alto contraste	\varnothing 36 cm: $\geq 0,9$ -1 pl/mm \varnothing 30 cm: $\geq 1,12$ pl/mm \varnothing 23 cm: $\geq 1,2$ pl/mm; \varnothing 15 cm: $\geq 1,6$ pl/mm.	Trimestral / Inicial y cambios	15	
DE024 (pg 61)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	\varnothing 36 cm: ≤ 4 % \varnothing 30 cm: $\leq 3,5$ % \varnothing 23 cm: $\leq 2,7$ % \varnothing 15 cm: $\leq 1,9$ %	Trimestral / Inicial y cambios	30	
CALIDAD DE IMAGEN (EQUIPOS FLUOROGRÁFICOS)					
DE026 (pg 62)	Límite de resolución a alto contraste	—	Anual / Inicial y cambios	30	
DE027 (pg 62)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	—	Anual / Inicial y cambios	30	

* CAE = Control automático de exposición

Tabla II.2 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos fluoroscópicos y fluorográficos convencionales

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
DE002 (pg 53)	Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X	$\leq 1,5^\circ$	Anual/Inicial y cambios	15	
DE005 (pg 54)	Linealidad del monitor de TV del equipo	—	Anual/ Inicial y cambios	15	
FLUOROSCOPIA PULSADA					
DE007 (pg 55)	Duración y frecuencia del pulso	Según especificaciones del fabricante	Inicial y cambios	45	
SEÑAL DE VÍDEO					
DE016 (pg 59)	Pulso de sincronismo	Según especificaciones del fabricante	Anual/ Inicial y cambios	10	
DE017 (pg 59)	Nivel de negro	Según especificaciones del fabricante	Anual/ Inicial y cambios	10	
DE018 (pg 60)	Amplitud de la señal de vídeo (V_0)	Según especificaciones del fabricante Constancia: $\pm 10\% V_0$	Anual/ Inicial y cambios	10	
DE019 (pg 60)	Amplitud del ruido de la señal de vídeo	Según especificaciones del fabricante	Anual/ Inicial y cambios	10	
DE020 (pg 60)	Viñeteo	$\leq \pm 0,5 V_0$	Anual/ Inicial y cambios	5	
CALIDAD DE IMAGEN (EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS)					
DE023 (pg61)	Uniformidad de la resolución	—	Anual/ Inicial y cambios	30	
DE025 (pg 62)	Umbral de sensibilidad para objetos de distinto tamaño en función del contraste	—	Anual/ Inicial y cambios	30	
CALIDAD DE IMAGEN (EQUIPOS FLUOROGRÁFICOS)					
DE028 (pg 63)	Umbral de sensibilidad para objetos de distinto tamaño en función del contraste	—	Anual/ Inicial y cambios	30	

Tabla II.3 Parámetros ESENCIALES de los equipos fluoroscópicos digitales

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
<i>FLUOROSCOPIA DIGITAL DE ESCALA DE GRISES</i>					
DE029 (pg 63)	Límite de resolución espacial	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	10*	70
DE030 (pg 63)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
DE031 (pg 64)	Rango dinámico	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
<i>ANGIOGRAFÍA CON SUSTRACCIÓN DIGITAL</i>					
DE034 (pg 64)	Límite de resolución espacial para la imagen sustraída	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
DE035 (pg 64)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste para la imagen sustraída	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
DE036 (pg 65)	Rango dinámico	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
DE037 (pg 65)	Artefactos de sustracción	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	

* Por cada modo de adquisición

Tabla II.4 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos fluoroscópicos digitales

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
<i>FLUOROSCOPIA DIGITAL DE ESCALA DE GRISES</i>					
DE032 (pg 64)	Límite de resolución espacial para la última imagen	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	60
DE033 (pg 64)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste para la última imagen memorizada	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
<i>ANGIOGRAFÍA CON SUSTRACCIÓN DIGITAL</i>					
DE038 (pg 65)	Uniformidad de contraste	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
DE039 (pg 65)	Linealidad del contraste	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	

2.1 Parámetros geométricos

DE001.- Mínima distancia foco-piel

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	≥ 20 cm para equipos específicos de radioscopia quirúrgicos ≥ 30 cm para cualquier otro equipo		
Material	Objeto de tamaño conocido y película radiográfica		
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	IEC 60601-1-3, 1994; UNE-EN 60601-1-3, 1996.		
Observaciones			

DE002.- Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	≤ 1,5 E		
Material	Maniquí de colimación y cilindro de comprobación		
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto, técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1989; HPA Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; Chakraborty, 1996; IPEMB (Part II), 1996		
Observaciones	Se coloca el cilindro de comprobación situando el maniquí de colimación a 1 m del foco de forma que éste aparezca centrado en el monitor de TV. Verificar, mediante escopia, las desviaciones en angulación entre el eje central del haz de radiación y la perpendicular al plano de entrada del intensificador de imagen. La tolerancia se ha definido sobre la base de la utilización de los objetos de ensayo de colimación y alineación de Nuclear Associates.		

DE003.- Tamaño del campo de entrada del intensificador de imagen

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Diámetro medido / Diámetro nominal ≥ 0,85		
Material	Retícula metálica de espaciado conocido o regla de plomo		
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	Gray, 1983; DHSS, 1985; MDD, 1994; Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA. Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; UNE, 1977; IEC 1262-1, 1994; Lin, 1995; Chakraborty, 1996; IPEMB (Part II), 1996; IPEMB (Part VI), 1996; IPEM, 1997		
Observaciones	Deben verificarse todos los tamaños del campo de entrada del intensificador de imagen, manteniendo el colimador abierto al máximo y colocando la retícula tan próxima como sea posible a dicho plano. El tamaño medido es usualmente menor que el tamaño nominal debido a factores geométricos (divergencia del haz de rayos X, distancia foco-imagen, forma convexa de la pantalla de entrada del intensificador de imagen, etc). Cuando la distancia entre el foco del tubo de rayos X y el plano de entrada del intensificador de imagen es 1 m se obtiene el <i>diámetro útil</i> del campo de entrada que es siempre menor que el nominal. En aquellos casos en los que el intensificador tenga campos de entrada con tamaños superiores a la retícula, ésta se alejará del intensificador hasta cubrir el plano de entrada en su totalidad. El resultado de la medida se corregirá teniendo en cuenta el factor de aumento.		

DE004.- Distorsión geométrica. Comprobación visual de la existencia de distorsiones del tipo "S" y de cojinete

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Distorsión integral ≤ 10 %		
Material	Retícula metálica de espaciado conocido		
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA. Part II, 1981; ACR, 1982; UNE, 1990; IEC 1262-4, 1994; P.M. de Groot, 1994; Chakraborty, 1996; IPEMB (Part II), 1996; IPEMB (Part VI), 1996		
Observaciones	Es necesario hacer las verificaciones para cada tamaño de campo. La distorsión integral se determina de forma aproximada situando una retícula cuadrada en el plano de entrada del in-		

tensificador. El valor de la distorsión se calcula de acuerdo con la expresión:

$$\left(\frac{\text{Diagonal media del cuadrado mayor inscrito en la imagen}}{n \cdot \text{diagonal media del cuadro central}} - 1 \right) 100$$

donde n es el número de veces que el cuadrado mayor contiene al cuadro central. Las diagonales medias del cuadrado mayor y del cuadro central se obtienen, en ambos casos, midiendo las dos diagonales y dividiendo su suma por dos. Si las dimensiones horizontal y vertical de la imagen difieren, la distorsión integral se determinará en ambas direcciones tomado n como el número de veces que el cuadrado mayor contiene al central en cada una de ellas.

Haciendo uso de la misma retícula, situada en la misma posición, puede comprobarse visualmente la existencia de las distorsiones del tipo "S" y de cojinete. Cuando existe distorsión tipo 'S' la mitad superior de la imagen de la retícula está desplazada con respecto a la inferior. En la distorsión de cojinete, las líneas de la retícula próximas al borde del campo aparecen curvadas hacia el centro del campo. Mientras que la primera está originada por campos magnéticos que influyen sobre la trayectoria de los electrones en el intensificador de imagen de imagen, la segunda es una consecuencia de la curvatura de la pantalla de entrada de dicho dispositivo o de problemas de barrido del monitor de TV.

En el caso de la fluoroscopia, la distorsión se evaluará sobre el monitor de TV. En el caso de la fluorografía, dicha evaluación se hará sobre la película. En este último caso, la presencia de distorsión tipo 'S' puede ocasionar problemas importantes de interpretación de la imagen.

DE005.- Linealidad del monitor de TV del equipo

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	No se establecen
Material	Maniquí de colimación o retícula metálica de espaciado conocido u objeto de ensayo consistente en un círculo de alto contraste
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto/Técnico
Antecedentes	HPA Part II, 1981; ACR, 1982; DHSS, 1985; IPEMB (Part II), 1996
Observaciones	El objetivo de esta prueba es comprobar si existen distorsiones en la imagen originadas por el tubo de rayos catódicos del monitor de TV. Para determinar si existe falta de linealidad, se observará sobre el monitor de TV si son distintos los diámetros medidos en diferentes direcciones utilizando la retícula incluida en el maniquí de colimación o una retícula metálica. Hay que asegurar el correcto centrado de las retículas. Cuando se utiliza el objeto de ensayo con el círculo de alto contraste, simplemente se comprueba si está deformado (óvalo, etc.).

DE006.- Coincidencia del campo de radiación con el intensificador de imagen

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El cociente entre el área del campo de radiación y el área física del intensificador de imagen estará comprendido entre 1 y 1,1
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto, técnico
Material	Chasis cargado con película de rayos X.
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1989; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggenger, 1980; NCRP, 1988; Chakraborty, 1996; IPEMB (Part II), 1996; IPEMB (Part VI), 1996; UNE-EN 60601-1-3, 1996; IEC 60601-2-43, 2000.
Observaciones	Se coloca el chasis cargado lo más cerca posible del plano de entrada del intensificador de imagen. Se abren al máximo los colimadores y se expone la película. A partir del área expuesta se calcula el área sobre el intensificador. Se realizará para el tamaño de campo mayor. Comprobar si se ven los bordes de los colimadores en la imagen del monitor. Esta situación es considerada la más adecuada. En el caso de los equipos de radiología intervencionista, la norma IEC 60601-2-43 establece valores para este parámetro. Por un lado ha de cumplirse que al menos el 80% del campo de rayos X (definido de acuerdo con la norma UNE-EN 60601-1-3) deberá cubrir la superficie efectiva del receptor de la imagen (ver norma UNE-EN 60601-1-3). Por otro lado se establece que el campo de rayos X no deberá exceder en más de 2 cm los límites de la superficie efectiva del receptor de la imagen cuando la diferencia se determina según el diámetro correspondiente a la dirección de mayor desajuste entre el campo de rayos X y la superficie del receptor de la imagen.

2.2 Fluoroscopia pulsada

DE007.- Duración y frecuencia del pulso

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Kilovoltímetro o dosímetro, osciloscopio, filtros de cobre.
Periodicidad	Inicial, tras cambios T. estimado 45 min Personal Experto
Antecedentes	Shepard, 1996; Ammann, 1995; IPEMB,1996; Blume, 1998; JP Lin, 1998
Observaciones	En los equipos en los que no es posible trabajar con control manual, hay que tener en cuenta que la fuerte atenuación de los dispositivos de medida altera el control automático de intensidad de forma que éste tiende a establecer valores muy altos de la tensión. En consecuencia resulta difícil relacionar la intensidad de los pulsos con cada valor concreto de la tensión. También es importante tener en cuenta que la tasa de los pulsos puede ser cambiada muy fácilmente por los técnicos de las casas comerciales en función de los requisitos particulares del servicio. Ello conduce a diferencias en la duración del pulso entre equipos iguales (mismo modelo).

2.3 Rendimiento

DE008.- Constancia

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Con respecto a los valores de referencia deberá verificarse: a) En modo manual $\leq \pm 20 \%$ b) En modo automático: I. $\leq + 25 \%$ / $- 20 \%$ si el maniquí de atenuación utilizado es de número atómico bajo ($Z \leq 14$: agua, polimetil-metacrilato (PMMA), aluminio) II. $\leq \pm 25 \%$ si el maniquí de atenuación utilizado es de Z alto (cobre o plomo)
Material	Detector de radiación y electrómetro, maniquí de atenuación equivalente a paciente (agua, PMMA, aluminio, cobre, plomo)
Periodicidad	Inicial/tras cambios, Anual T. estimado 45 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 61223-2-9, 1999
Observaciones	Siempre que sea posible, el rendimiento debería medirse en modo manual y en modo automático. El valor de referencia del rendimiento deberá ser establecido inicialmente durante las pruebas de aceptación. El valor de referencia será el valor medio de aproximadamente 10 medidas. Las pruebas de constancia se realizarán de acuerdo con la periodicidad indicada por el fabricante en las normas de utilización del equipo o anualmente si estas últimas no lo indicasen. La norma IEC 61223-2-9 establece que el dosímetro utilizado para la medida de los rendimientos deberá ser estable y tener una precisión de $\pm 5 \%$. El maniquí de atenuación deberá simular un paciente en lo relativo a las propiedades de atenuación y endurecimiento del haz de rayos X (por ejemplo, 40 mm de espesor de PMMA más una lámina de cobre de 1 mm). El dosímetro ha de colocarse entre el foco del tubo de rayos X y el maniquí. La geometría de medida (posición del detector dentro del haz y distancia del dosímetro al foco del tubo) ha de poder reproducirse con un error no superior al 1 % de la distancia foco - detector de radiación utilizada en las pruebas de constancia iniciales. Cuando la prueba se realice con control automático de intensidad, el maniquí de atenuación ha de colocarse entre el detector de radiación y los detectores del sistema de control automático. El detector de radiación ha de situarse de forma que no afecte al funcionamiento del control automático de intensidad.

2.4 Control automático de intensidad

La lógica de funcionamiento del control automático de intensidad (CAI) difiere mucho entre los equipo fluoroscópicos convencionales y los digitales. En los sistemas convencionales, este dispositivo (denominado control automático de brillo) actúa manteniendo constante la tasa de dosis en la entrada del intensificador de imagen (II) independientemente de las características del paciente. Los valores de este parámetro dependen del tamaño de campo seleccionado y del modo de operación (fluoroscopia o fluorografía). En los equipos digitales, la filosofía de trabajo del CAI difiere en función del tipo de aplicación específica (cardiología, digestivo, neuroradiología, etc.). Por ejemplo, en ciertas aplicaciones el CAI trabaja manteniendo la tensión dentro de un intervalo concreto independientemente de las características del paciente, favoreciendo el obtener una mayor calidad de imagen. A continuación puede fijar otros parámetros tales como la corriente del tubo, la frecuencia del pulso, el tipo de filtro, etc. para disminuir la dosis al paciente. Los parámetros esenciales que determinan el funcionamiento del CAI son la tasa de entrada al II (dosis por imagen) y la tasa de dosis al paciente. La metodología para medir estos dos parámetros es la misma para todas las modalidades y, de cara a una correcta interpretación de los resultados, es conveniente tener en cuenta que dentro de la misma modalidad pueden existir diferentes condiciones de trabajo. Así en fluoroscopia es posible seleccionar como ya hemos indicado fluoroscopia continua o pulsada, con filtración estándar o con filtros añadidos y normal o de alta tasa de dosis. En el caso de la fluorografía, existe la posibilidad de que el equipo opere en el modo de no-sustracción o en el modo de sustracción digital. En el caso de la cinefluorografía pueden existir diferentes valores para parámetros tales como el número de imágenes por segundo (12,5 y 25 imágenes/s), la anchura del pulso (3, 5, 8 y 10 ms u otros) e incluso, puede variar la respuesta del CAI en función del tipo de examen (Lin, 1995).

DE009.- Tasa de dosis / dosis por imagen en el plano de entrada del intensificador de imagen

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Valor de referencia: Según especificaciones del fabricante. Constancia $\leq \pm 20\%$
Material	Detector de radiación y electrómetro, láminas de PMMA u otro maniquí adecuado.
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 45 min Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggner, 1980; NCRP, 1988; Rowlands, 1994; Malone, 1993; DHSS, 1985; Boone, 1993; MDD,1994; Chakraborty, 1994; AAPM, 1994; DHSS, 1995; Blume, 1995; JP Lin, 1995; IPEMB (Part II), 1996; IPEMB (Part VI), 1996; Chakraborty, 1996; IPEMB, 1997; JP Lin., 1998; Marshall, 1998; RD 1976/1999; IEC60601-2-43, 2000.
Observaciones	El valor de referencia se determinará en las pruebas de estado y será el valor medio de 10 medidas. De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, la tasa de dosis impartida en fluoroscopia continua, medida sin rejilla, no deberá superar $0,8 \mu\text{Gy/s}$ para un tamaño de campo de 25 cm, cuando se expone un maniquí de 20 cm de PMMA. En aplicaciones especiales con altas tasas de dosis no deberá superar $1 \mu\text{Gy/s}$. Las medidas que se realicen en las pruebas iniciales tiene como objetivo comparar con los valores especificados por el fabricante para cada una de las condiciones de operación programadas en la instalación del equipo. En los equipos de fluoroscopia convencionales, este parámetro es relativamente independiente de las condiciones de medida y es un buen indicador del ajuste global del equipo. Por el contrario, la tasa de dosis al paciente varía enormemente con la tensión, espesor del paciente, etc. En las pruebas iniciales, se mide la tasa de dosis en el plano de entrada del intensificador de imagen para cada tamaño de campo y para todas las condiciones de operación establecidas en la instalación del equipo. En los equipos fluorográficos que dispongan de varias opciones para la densidad óptica (DO) preprogramadas, se deberá medir la tasa de dosis/imagen para cada una de las opciones y para el tamaño de campo mayor. En los equipos de radiología intervencionista, la norma IEC6060-2-43 define condiciones de medida del kerma en aire (tasa) estándar. Para ello, establece la posición del punto de referencia en intervencionista de forma que las medidas realizadas en dicha posición determinan los valores del kerma en aire (tasa) de referencia. En dicha norma también se establece que los modos de operación del equipo en uso normal son dos, denominados modos normal y bajo. La tasa de kerma en aire en el modo

bajo no deberá exceder el 50 % del valor para el modo normal.

Para comparar con los valores nominales dados por el fabricante hay que reproducir las mismas condiciones de medida. Un aspecto a considerar cuando existen divergencias entre los valores medidos y los nominales es la posibilidad de que las tasas de exposición hayan sido modificadas en función de la aplicación clínica o de las exigencias del radiólogo. En las pruebas posteriores, este parámetro se mide al menos para el tamaño de campo mayor y para las condiciones de operación más habituales.

En el caso en que la rejilla del equipo solo pueda ser retirada por los técnicos de la casa comercial, la tasa de dosis o la dosis/campo se medirán sin rejilla y en presencia del técnico durante las pruebas de aceptación. En pruebas posteriores se medirá con la rejilla y los valores obtenidos se dividirán por el factor de rejilla que tendrá que haber sido proporcionado por el fabricante (para cada tensión). Durante las pruebas de aceptación se pueden comprobar los valores del factor de rejilla. En los controles periódicos, se verifica el mantenimiento de las condiciones de funcionamiento del sistema, analizando posibles desviaciones y pérdidas de ganancia por envejecimiento, deterioro u otras causas. En la norma IEC 60601-2-43 se establece que en los equipos de radiología intervencionista la rejilla debe poder retirarse sin necesidad de utilizar ningún tipo de herramienta.

En las publicaciones británicas DHSS, 1985; MDD, 1994; DH, 1995 se indican los valores de tasa de exposición recomendados por los fabricantes de diversos equipos.

En el IPEMB Report 32, Part II (1996) se indican los resultados obtenidos con diversos equipos del National Health Service observándose que la tasa de dosis a la entrada del intensificador para campos de 22-25 cm oscila entre 0,1 y 1,1 $\mu\text{Gy s}^{-1}$. En la publicación AAPM Report 20 (1994), se indican como valores típicos para un campo de 20 cm, 0,3-0,5 $\mu\text{Gy s}^{-1}$ para fluoroscopia y 0,09-0,13 $\mu\text{Gy/imagen}$ en cinefluorografía.

En los equipos modernos se recomienda medir tasa de dosis a la entrada del II interponiendo en el haz de rayos X o bien 20 cm de PMMA, que representa un paciente estándar, o bien 1,5 o 2 mm de cobre para cada uno de los modos de operación del equipo y dentro de cada modalidad, para cada una de las condiciones predefinidas. Otros autores (Lin) indican, como metodología de medida al instalar el equipo, interponer espesores crecientes de PMMA (entre 0 y 30 cm) y anotar los valores de la tensión, corriente, duración del pulso y tasa del pulso que son automáticamente seleccionados, midiendo la tasa de dosis a la entrada del II en cada caso. Este método da una indicación de como está calibrado el CAI. En varias de las publicaciones indicadas en la bibliografía aparecen valores de la tasa de dosis a la entrada del II medidos en diversos equipos. En el caso de los equipos fluorográficos se recomienda que la tasa de dosis se integre para varias imágenes, dado que los valores de la tasa de dosis son muy bajos en esta modalidad.

DE010.- Reproducibilidad de la tasa de dosis / dosis por imagen en el plano de entrada del II

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$\leq 5 \%$
Material	Detector de radiación y electrómetro, filtro de cobre, láminas de PMMA u otro maniquí adecuado.
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggner, 1980; NCRP, 1988; Rowlands, 1994; Malone, 1993; DHSS, 1985; Boone, 1993; MDD,1994; Chakraborty, 1994; AAPM, 1994; DHSS, 1995; Blume, 1995; JP Lin, 1995; IPEMB (Part II), 1996; IPEMB (Part VI), 1996; Chakraborty, 1996; IPEM, 1997; JP Lin., 1998; Marshall, 1998
Observaciones	

DE011.- Compensación del CAI para distintos espesores y tensiones (equipos fluoroscópicos convencionales)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Máxima desviación con respecto al valor determinado en DE009 $\leq \pm 5 \%$
Material	Detector de radiación y electrómetro. Distintos espesores de PMMA u otro material equivalente.
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 45 min Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; IPEMB (Part II), 1996, IPEM, 1997
Observaciones	Se medirá la tasa de dosis a la entrada del intensificador de imagen para cada tamaño de campo, variando la tensión y seleccionando distintos espesores de PMMA.

DE012.- Reproducibilidad del CAE (equipos fluorográficos convencionales)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Exposición $\leq 10 \%$ con respecto al valor medio obtenido en una serie de aproximadamente 10 exposiciones. Densidad $\leq 0,2$ DO con respecto al valor medio obtenido en una serie de aproximadamente 10 exposiciones.
Material	Detector de radiación y electrómetro, 1 mm de cobre o maniquí homogéneo equivalente a paciente y densitómetro
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; HPA.Part VI, 1983; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; Rowlands, 1994, Lin, 1994; Blume, 1995; IPEMB (Part VI), 1996
Observaciones	El valor medio de la DO en una posición estándar del selector de densidades del equipo suele estar ente 1 y 1,2 (base+velo incluida). El valor de la DO de la base+velo suele ser 0,15 para película de 105 mm, ligeramente superior a este valor para película de 100 mm y ligeramente más baja para cine.

DE013.- Compensación del CAE para distintos espesores y tensiones (equipos fluorográficos convencionales)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La máxima desviación de DO con respecto al valor medio obtenido en DE012 $\leq \pm 0,2$ DO
Material	Distintos espesores de cobre o de otro material adecuado y densitómetro
Periodicidad	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 60 min Personal Experto
Antecedentes	Hendee, 1985; HPA. Part VI, 1983; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; Rowlands, 1994; Lin, 1994; IPEMB (Part VI), 1996
Observaciones	

2.5 Tasa de dosis al paciente

DE014.- Tasa de dosis máxima al paciente estándar

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	De acuerdo con las normas publicadas por el Food and Drug Administration (1995), los valores máximos de tasa de dosis medidos con un maniquí de 20 cm de agua o equivalente deben ser: <ul style="list-style-type: none">- Fluoroscopia en modo normal ≤ 100 mGy/min- Fluoroscopia de alta tasa de dosis ≤ 200 mGy/min- Fluorografía no pulsada, la tasa deberá ser ≤ 100 mGy/min <i>En adquisición digital de imágenes no hay tolerancias establecidas.</i>
Material	Detector de radiación y electrómetro. Maniquí de atenuación equivalente a paciente.
Periodicidad	Trimestral / Inicial, tras cambios T. estimado 45 min Personal Experto, técnico
Antecedentes	ACR, 1982; Gray, 1983; Hendee, 1985; Moores, 1987; ACPM, 1986; Waggener, 1980; NCRP, 1988; Cagnon, 1991; IAEA, 1994; Chakraborty, 1994; FDA, 1995; Broadhead, 1995; Gray, 1995; Lin, 1995; Chakraborty, 1996; Dixon, 1996; IPEMB(Part II),1996; IPEM, 1997; Suleiman, 1997; IPEM, 1997; Harrison, 1998; Martin, 1998; Radiation Protection Dosimetry,

80, 1998; B.O.E., 1999; RD 1976/1999; IEC 60601-2-43, 2000; Faulkner, 2001.

Observaciones De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, la tasa de dosis máxima para fluoroscopia convencional, incluida la retrodispersión, medida con un maniquí de 20 cm de PMMA no deberá ser superior a 100 mGy/min.

En los equipos fluoroscópicos de arco, la tasa de dosis deberá medirse a 30 cm de la pantalla de entrada del intensificador de imagen, con el tubo de rayos X colocado a una distancia del intensificador superior a 30 cm.

La norma americana exige que las medidas sean realizadas en las siguientes condiciones:

- Tubo de rayos X debajo de la mesa: a 1 cm por encima de la mesa.
- Tubo de rayos X encima de la mesa: a 30 cm por encima de la mesa.

Los niveles de referencia de tasa de dosis establecidos por diversas organizaciones (OIEA, FAO, etc) en el documento International Basic Safety Standards son:

≤ 25 mGy/min (en aire con retrodispersión)

≤ 100 mGy/min en equipos en modo de alta tasa de dosis

En diversos estudios se pone de manifiesto que la utilización de la fluoroscopia pulsada implica reducciones en la tasa de dosis al paciente que oscilan entre un 25% a un 40%.

En la norma IEC, 60601-2-43, se establece la metodología para determinar los valores de referencia del kerma en aire y tasa de kerma en aire en equipos de radiología intervencionista. Dichos valores han de medirse en el punto de referencia del equipo en radiología intervencionista - también definido en esta norma - para facilitar la comparación con los valores determinados por el fabricante. El consorcio europeo DIMOND (Digital Imaging: Measurements for Optimizing Radiological Information Content and Dose) ha elaborado una propuesta de protocolo de medida estándar para las pruebas de constancia en el que se describe la metodología para este tipo de pruebas en los equipos de radiología intervencionista.

DE015.- Reproducibilidad de la tasa de dosis de entrada al paciente con CAE

Calificación ESENCIAL

Tolerancias ≤ 10 %

Material Detector de radiación y electrómetro. Maniquí de atenuación equivalente a paciente.

Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 45 min **Personal** Experto, técnico

Antecedentes ACR, 1982; Gray, 1983; Hendee, 1985; Moores, 1987; ACPM, 1986; Waggener, 1980; NCRP, 1988; Cagnon, 1991; IAEA, 1994; Chakraborty, 1994; FDA, 1995; Broadhead, 1995; Gray, 1995; Lin, 1995; Chakraborty, 1996; Dixon, 1996; IPEMB (Part II), 1996; IPEM, 1997; Suleiman, 1997; IPEM, 1997; Harrison, 1998; Martin, 1998; Radiation Protection Dosimetry, 80, 1998; B.O.E., 1999; IEC 60601-2-43, 2000; DIMOND (en imprenta)

Observaciones

2.6 Señal de vídeo

DE016.- Pulso de sincronismo

Calificación COMPLEMENTARIO

Tolerancias Según especificaciones del fabricante

Material Osciloscopio. 1 mm de cobre. Impedancia terminal de 75 ohm. Semicírculo de plomo

Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto

Antecedentes HPA.Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994

Observaciones Valores típicos: 300-400 mV medidos desde el nivel de supresión o extinción.

DE017.- Nivel de negro

Calificación COMPLEMENTARIO

Tolerancias Según especificaciones del fabricante

Material Osciloscopio, 1 mm de cobre, impedancia terminal de 75 ohm y semicírculo de plomo

Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto

Antecedentes HPA.Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994; IPEMB (Part II), 1996

Observaciones Valores típicos: 50-150 mV medidos desde el nivel de supresión o extinción.

DE018.- Amplitud de la señal de vídeo (V_0)

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Valor: Según especificaciones del fabricante.
Constancia $\leq \pm 10\%$ del valor de referencia estimado en las pruebas de estado
Material Osciloscopio, 1 mm de cobre, impedancia terminal de 75 ohm y semicírculo de plomo
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto
Antecedentes HPA.Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994; IPEMB (Part II), 1996; IPEM, 1997
Observaciones Valores típicos: 600-1000 mV medidos desde el nivel de negro.

DE019.- Amplitud del ruido de la señal de vídeo

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Según especificaciones del fabricante
Material Osciloscopio, 1 mm de cobre, impedancia terminal de 75 ohm y semicírculo de plomo
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto
Antecedentes HPA Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994; IPEMB(Part II), 1996
Observaciones Valores típicos: <150 mV

DE020.- Viñeteo

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias $\leq 0,5 V_0$
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 5 min **Personal** Experto
Material Osciloscopio y 1 mm de cobre
Antecedentes HPA Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD, 1994 ; Cowen, 1994; IPEMB (Part II), 1996
Observaciones El viñeteo se puede determinar de forma aproximada midiendo la reducción de la amplitud de la señal de vídeo que tiene lugar en el extremo correspondiente al borde del campo.

2.7 Calidad de imagen en equipos convencionales

2.7.1 Equipos de fluoroscopia

DE021.- Escala de grises

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Las imágenes de los detalles contenidos en el maniquí deben visualizarse por igual.
Los valores de la tensión y de la corriente indicados en el equipo deben estar respectivamente dentro del $\pm 5\%$ y $\pm 20\%$ de los valores de referencia.
Material Maniquí de atenuación y maniquí de escala de grises
Periodicidad Trimestral/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto/ Técnico
Antecedentes IPEMB (Part II), 1996; IEC 61223-2-9, 1999
Observaciones Este parámetro está dentro del conjunto de parámetros funcionales establecidos en la norma IEC 61223-2-9 que caracterizan la constancia del funcionamiento del equipo. El maniquí de escala de grises contiene dos objetos con diámetros de al menos 1cm inscritos en dos cuadrados de al menos 2x2 cm. Las imágenes de estos dos objetos obtenidas bajo condiciones adecuadas consisten en un disco blanco (95 % de transmisión) rodeado por un fondo aún más blanco (100 %) y un disco oscuro (5 % de transmisión) rodeado por un fondo aún más oscuro (0 % de transmisión). Las imágenes del maniquí han de visualizarse con control manual y con control automático de intensidad, seleccionando el tamaño de campo mayor y colimando el campo de radiación al tamaño de la dimensión mayor del objeto de ensayo. Los valores de la tensión y de la corriente automáticamente seleccionados por el equipo deben compararse con los valores de referencia determinados en las pruebas de constancia realizadas inicialmente. La obtención de imágenes del maniquí de escala de grises posibilita verificar la constancia en

el funcionamiento del control automático de intensidad. La metodología de obtención de imágenes está descrita con detalle en la norma IEC 61223-2-9.

DE022.- Límite de resolución a alto contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Intensificador de imagen de ICs:Na; monitor de TV de 512 líneas. Tamaño de campo de 36 cm \geq 0,9-1 pl/mm; de 30 cm \geq 1,12 pl/mm; de 23 cm \geq 1,2 pl/mm; de 15 cm \geq 1,6 pl/mm
Material	Patrón de barras de plomo con espesor comprendido entre 50 y 100 μ m, conteniendo grupos de pares de línea (pl), con 5 pares de línea en cada grupo y resoluciones comprendidas entre 0,5 y 5 pl/mm. El número de grupos de resolución visualizados no debería disminuir en dos grupos y no deberá disminuir en tres con respecto al número de grupos de resolución visualizados en las pruebas de estado (valor de referencia).
Periodicidad	Trimestral / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; DHSS, 1985;MDD, 1994; P.M. de Groot, 1994; Cowen, 1994; Nikoloff, 1995; JP Lin, 1995; IPEMB (Part II), 1996; IPEM, 1997; IEC 61223-2-9, 1999
Observaciones	La observación se deberá realizar en las condiciones óptimas de visualización. Este parámetro está dentro del conjunto de parámetros funcionales establecidos en la norma IEC 61223-2-9 que caracterizan la constancia del funcionamiento del equipo. Cuando el monitor de TV es de 1.024 líneas, la resolución es 2 - 2,2 pl/mm para un tamaño de campo de 23 cm. Hay que estimar la resolución para cada tamaño de campo y para cada monitor de TV situado en la sala. El patrón de barras deberá colocarse en el centro del campo de entrada del intensificador de imagen y formando un ángulo de aproximadamente 45° con el eje ánodo-cátodo con el fin de que no se produzcan interferencias con las líneas de barrido del monitor de TV. Los valores consignados en las tolerancias corresponden al límite de resolución del intensificador de imagen más la cámara de TV más el monitor de TV y son siempre inferiores al límite de resolución que proporciona el intensificador de imagen. En este caso, los valores típicos de los modernos intensificadores oscilan entre 3,5 y 5,5 pl/mm en el modo normal de operación y pueden superar las 7 pl/mm cuando se seleccionan tamaños de campo más pequeños. En la norma IEC, 61223-2-9, se establece la metodología para determinar la resolución.

DE023.- Uniformidad de la resolución en todo el campo

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	—
Material	Patrón de barras de plomo y retícula metálica de resolución conocida
Periodicidad	Anual/ Inicial tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; MDD, 1994; DHSS, 1985;Cowen, 1994; JP Lin, 1995; IPEMB (Part II), 1996
Observaciones	Comprobar la uniformidad para cada tamaño de campo.

DE024.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Tamaño de campo de 36 cm \leq 4%; de 30 cm \leq 3,5%; de 23 cm \leq 2,7%; de 15 cm \leq 1,9% El número de discos visualizados no deberá diferir en más de uno con respecto al número determinado en las pruebas de estado.
Material	Objeto de ensayo conteniendo discos de al menos 1 cm de diámetro y bajo contraste con contrastes calibrados comprendidos entre 1 y 20 %. Maniquí de atenuación.
Periodicidad	Trimestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto/Técnico
Antecedentes	Moores, 1987; HPA.Part II, 1981; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP, 1988; DHSS, 1985; Wagner, 1991; MDD, 1994; Cowen, 1994; Chakraborty, 1994; Lin, 1995; IPEMB (Part II), 1996; IPEM, 1997;IEC 61223-2-9,1999.

Observaciones Este parámetro está dentro del conjunto de parámetros funcionales establecidos en la norma IEC 61223-2-9 que caracterizan la constancia del funcionamiento del equipo. El procedimiento consiste en contar el número de discos visibles en el monitor de TV utilizado en radioscopia y en el utilizado para observar las imágenes almacenadas. La metodología de obtención de imágenes está descrita con detalle en la norma IEC 61223-2-9 y es equivalente a la seguida con el objeto de ensayo de escala de grises.

DE025.- Umbral de sensibilidad para objetos de distinto tamaño en función del contraste

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias —
Material Objeto de ensayo conteniendo objetos de bajo contraste de diferentes tamaños y contrastes calibrados, filtro de cobre y papel log-log
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 30 min **Personal** Experto
Antecedentes HPA Part II, 1981; DHSS, 1985; MDD, 1994; Cowen, 1994; Launders 1995; IPEMB (Part II), 1996)
Observaciones Estimar el umbral de sensibilidad sobre el monitor de TV y para el tamaño de campo normalmente utilizado con los valores de tasa de exposición que se utilizan en las condiciones clínicas.
De acuerdo con los resultados obtenidos por Launders (1995), la utilización de los objetos de ensayo que combinan el contraste con el tamaño de los objetos requieren una definición cuidadosa de las condiciones de visualización para que los resultados obtenidos en distintos controles sean consistentes. En dicho trabajo se concluye que el parámetro que más influye en los resultados es la distancia entre el observador y el monitor de TV. Por ello, se recomienda que en los controles periódicos se mantenga una distancia fija, mientras que en las pruebas de aceptación o de comparación del funcionamiento de diversos equipos la distancia sea variable para minimizar sesgos asociados al comportamiento del sistema visual humano.

2.7.2 Equipos fluorográficos

DE026.- Límite de resolución a alto contraste

Calificación ESENCIAL
Tolerancias —
Material Patrón de barras de plomo de 100 µm de espesor, lupa (8x) y densitómetro
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 30 min **Personal** Experto/ Técnico
Antecedentes Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA.Part VI, 1983; ACR, 1982; Waggener, 1980; Cowen, 1994; Blume, 1995; Lin, 1995; IPEMB (Part VI), 1996
Observaciones Se deberá determinar para todos los tamaños de campo. Valores típicos: Tamaño de campo de 36 cm: 2,0 pl/mm; de 23 cm: 3 pl/mm; de 15 cm: 3,5 pl/mm

DE027.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Calificación ESENCIAL
Tolerancias —
Material Objeto de ensayo conteniendo objetos de bajo contraste con contrastes calibrados, maniqui de atenuación y densitómetro
Periodicidad Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 30 min **Personal** Experto/ Técnico
Antecedentes Hendee, 1985; Moores, 1987; HPA Part VI, 1983; ACR, 1982; Waggener, 1980; Cowen, 1994; Lin 1995
Observaciones

DE028.- Umbral de sensibilidad para objetos de distinto tamaño en función del contraste

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	—
Material	Objeto de ensayo conteniendo objetos de bajo contraste de diferentes tamaños y contrastes calibrados y de diámetro conocido, filtro de cobre, papel log-log, lupa (4x) y densitómetro
Periodicidad	Anual/ Inicial tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	HPA. Part VI, 1983; Cowen, 1994; IPMB (Part VI), 1996
Observaciones	

2.8 Calidad de imagen en sistemas digitales

En esta sección se presentan los parámetros de control de calidad de los sistemas digitales: fluoroscopia digital de escala de grises y angiografía con sustracción digital de la imagen. Los elementos comunes con otros equipos de fluoroscopia convencional, generador, tubo y lógica de control se tratan en los apartados correspondientes. Otros controles de imagen también son comunes a la fluoroscopia analógica, por ejemplo: coincidencia del campo de radiación, tamaño y distorsión de la imagen, uniformidad de la imagen, señal de vídeo, etc.

Normalmente los equipos de fluoroscopia digital admiten múltiples modos de dosis y calidad de imagen, por ello se recomienda realizar los controles en diversos modos, especialmente los de relevancia y uso clínico. La fluoroscopia digital suele llevar incluida diversas funciones no incluidas en la fluoroscopia analógica orientadas a mejorar la calidad de la imagen y reducir las dosis a los pacientes. Entre ellas pueden mencionarse: las técnicas de reducción de ruido, las técnicas de resalte de bordes, las técnicas automáticas de mejora del contraste, la última imagen memorizada, los modos de reducción de dosis y la sustracción digital de la imagen. Aún cuando los controles que se realicen sean los mismos que los de fluoroscopia analógica, es importante conocer si dichas funciones están activadas y repetir los controles con y sin su activación.

2.8.1 *Fluoroscopia digital de escala de grises*

DE029.- Límite de resolución espacial

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR [18FG] o similar conteniendo una rejilla de resolución
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 10 min por modo de adquisición
Personal	Experto
Antecedentes	COWEN, 1994
Observaciones	El ensayo puede realizarse con cualquier rejilla de resolución que permita visualizar hasta 5,0 pl/mm

DE030.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR [18FG], objeto de prueba FAXIL TO.12 o equivalente con detalles de bajo contraste
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	COWEN, 1994, LAUNDERS, 1995
Observaciones	La apreciación visual para ensayos rutinarios puede realizarse con los discos contenidos en el maniquí TOR[18 FG], para la obtención de curvas de detalles de contraste o curvas de um-

bral de detectabilidad de detalles deberá utilizarse el TO.12 o equivalente con detalles de distinto contraste y tamaño. Esta prueba deberá realizarse con el haz de rayos X calibrado.

DE031.- Rango dinámico

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR[DR] o equivalente		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	COWEN, 1994, HIGH, 1994		
Observaciones	El rango dinámico es la razón entre la máxima y la mínima exposición al intensificador de imagen para que una imagen sustraída tenga una calidad de imagen suficiente.		

DE032.- Límite de resolución espacial para la última imagen memorizada

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR [18FG] o similar conteniendo una rejilla de resolución		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH, 1994		
Observaciones	La resolución espacial evaluada en la última imagen memorizada es similar a la de la fluoroscopia en vivo si se realiza con objetos estáticos pero puede ser inferior hasta un 30%, dependiendo del equipo, si se realiza la prueba con objetos en movimiento (GUIBELALDE, 2001)		

DE033.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste para la última imagen memorizada

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR [18FG], objeto de prueba FAXIL TO.12 o equivalente con detalles de bajo contraste		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH, 1994		
Observaciones	La visualización de bajos contrastes evaluados en la última imagen memorizada es similar a la de la fluoroscopia en vivo si se realiza con objetos estáticos pero puede ser inferior hasta un 30%, dependiendo del equipo, si se realiza la prueba con objetos en movimiento (GUIBELALDE, 2001).		

2.8.2 *Angiografía con sustracción digital*

DE034.- Límite de resolución espacial para la imagen sustraída

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de prueba FAXIL TOR [18FG] o similar conteniendo una rejilla de resolución		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994, CEI 1996, COWEN 1994		
Observaciones			

DE035.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste para la imagen sustraída

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de prueba FAXIL TO.20 o equivalente con detalles de bajo contraste		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994, CEI 1996, COWEN 1994		
Observaciones			

DE036.- Rango dinámico

Calificación	ESENCIAL			
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante			
Material	Objeto de prueba TO. Quadrant o maniquí equivalente conteniendo detalles de bajo contraste en distintos medios.			
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado	30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994, CEI 1996, COWEN 1994			
Observaciones	El rango dinámico es la razón entre la máxima y la mínima exposición al intensificador de imagen para que una imagen sustraída tenga una calidad de imagen suficiente.			

DE037.- Artefactos de sustracción

Calificación	ESENCIAL			
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante			
Material	Objeto de prueba TO. DALMATIAN o equivalente conteniendo discos de contraste o simulación de vasos rellenos con contraste radiológico.			
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado	30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994, CEI 1996, COWEN 1994			
Observaciones	Los artefactos de sustracción pueden deberse a errores en las coordenadas espaciales entre la imagen máscara y la inicial o a errores en la exposición. Los equipos modernos permiten corregir el primer efecto con la función conocida como "pixel shift".			

DE038.- Uniformidad del contraste

Calificación	COMPLEMENTARIO			
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante			
Material	Maniquí simulando vasos con medio de contraste con distintas concentraciones atravesando distintos absorbentes.			
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado	30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994			
Observaciones	Si los vasos no se visualizan uniformemente, particularmente los vasos de alto contraste, indican un desajuste del procesador logarítmico.			

DE039.- Linealidad del contraste

Calificación	COMPLEMENTARIO			
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante			
Material	Maniquí uniforme con inserciones de discos del mismo diámetro y misma concentración de medio de contraste pero de espesor diferente.			
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado	30 min	Personal Experto
Antecedentes	HIGH 1994			
Observaciones	La prueba se basa en que en un sistema perfectamente lineal operando con un proceso perfectamente logarítmico, la señal proveniente de la sustracción con medio de contraste es directamente proporcional al espesor del medio de contraste e independiente de la fluencia de rayos X transmitida.			

3. EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA

Varios de los controles de mamografía indicados a continuación deben realizarse en condiciones concretas definidas como **condiciones de referencia**. Otros conviene realizarlos 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 lo contrario) son:

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
Posición del selector de densidades ópticas del CAE	La que más se aproxime a la densidad óptica de referencia	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica para una mama promedio
Tensión del tubo	28 kV	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica
Densidad óptica de la imagen	1,0 + base + velo, medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia	La habitual en las imágenes clínicas, medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia

En la Tabla III.1 se presentan los parámetros esenciales de los equipos de mamografía y en la Tabla III.2 los complementarios.

Tabla III.1 Parámetros ESENCIALES de los equipos de mamografía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
MA004 (pg 71)	Coincidencia campo de radiación-película	≤ + 5 mm del borde del tablero en el lado de la pared del tórax ≤ + 2 % de la DFP* en cualquier lado del receptor de la imagen	Anual / Inicial y cambios	15	
MA006 (pg 72)	Artefactos del equipo	Imagen sin artefactos	Semestral / Inicial y cambios	20	
CALIDAD DEL HAZ					
MA009 (pg 73)	Exactitud y reproducibilidad de la tensión	Exactitud ≤ ± 1 kV (25 - 31 kV) Reproducibilidad ≤ 0,5 kV	Semestral / Inicial y cambios	20	
MA010 (pg 73)	Filtración. Capa hemirreductora	> 0,3 mm Al a 28 kV	Anual / Inicial y cambios	15	
TIEMPO DE EXPOSICIÓN					
MA012 (pg 74)	Tiempo de exposición para las condiciones clínicas	≤ 2 s	Anual / Inicial y cambios	10	
RENDIMIENTO					
MA013 (pg 74)	Reproducibilidad	≤ 5 %	Anual / Inicial y cambios	10	
MA014 (pg 75)	Valor del rendimiento Tasa de dosis	> 30 :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 ≤ 0,1	Anual / Inicial y cambios	15	
REJILLA					
MA016 (pg 75)	Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla	< 3 (a 28 kV)	Inicial y cambios	15	
MA018 (pg 76)	Artefactos de la rejilla	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes	Semestral / Inicial y cambios	15	

* DFP = Distancia foco-película

Tabla III.1 Parámetros ESENCIALES de los equipos de mamografía (continuación)

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)		
				Parcial	Total	
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)						
MA019 (pg 76)	Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades:	Densidad óptica clínica: 1,5 - 1,8 DO* Desviación $\leq \pm 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios	5	135	
MA020 (pg 77)	Incremento de la DO por paso del selector de densidades	Intervalo ajustable de DO > 1 DO Incremento de DO/paso $\leq 0,2$ DO	Semestral / Inicial y cambios	20		
MA021 (pg 77)	Reproducibilidad del CAE	En DO $\leq 0,1$ DO En dosis ≤ 5 %	Semestral / Inicial y cambios	30		
MA022 (pg 77)	Constancia del CAE	Desviación en DO $\leq \pm 0,2$ DO Desviación en mAs $\leq \pm 15$ %	Semana / Inicial y cambios	20		
MA023 (pg 77)	Compensación del CAE con el espesor, la tensión y los modos de operación	Desviación $< \pm 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios	60	25	
SISTEMA DE COMPRESIÓN						
MA025 (pg 78)	Deformación del compresor	Diferencias < 15 mm	Anual / Inicial y cambios	15		
MA026 (pg 78)	Fuerza de compresión	Fuerza máxima ≤ 300 N Exactitud $\leq \pm 20$ N	Anual / Inicial y cambios	10	90	
CALIDAD DE IMAGEN						
MA027 (pg 79)	Resolución a alto contraste	> 12 pl/mm en el punto de referencia	Semestral / Inicial y cambios	30		
MA028 (pg 79)	Contraste de la imagen	Desviación $< \pm 10$ % $< 1,3$ % (objetos de 5 o 6 mm de diámetro)	Semestral / Inicial y cambios	30		
MA029 (pg 80)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	Constancia: Desviación \leq reproducibilidad del valor de referencia	Semestral / Inicial y cambios	30	30	
DOSIMETRÍA						
MA031 (pg 80)	Kerma en aire en la superficie de entrada del maniquí estándar	< 10 mGy Desviación $< \pm 10$ %	Semestral / Inicial y cambios	30		

* DO = Densidad óptica (incluye la base más el velo)

Tabla III.2 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos de mamografía

Código (página)	Parámetro	Tolerancias	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
RADIACIÓN DE FUGA					
MA001 (pg 71)	Detección y medida de la radiación de fuga	< 1 mGy en 1 h a 1 m del foco en un área $\leq 100 \text{ cm}^2$	Inicial y cambios	30	
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
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	
MA005 (pg 72)	Uniformidad del campo de radiación	Diferencias $\leq \pm 10 \%$ en dirección perpendicular al eje ánodo-cátodo	Anual / 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	
TIEMPO DE EXPOSICIÓN					
MA011 (pg 74)	Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición	Exactitud $\leq \pm 10 \%$ para $t \geq 200 \text{ ms}$ $\leq \pm 15 \%$ para $t < 200 \text{ ms}$ Reproducibilidad $\leq 10 \%$	Anual / Inicial y cambios	10	
REJILLA					
MA017 (pg 76)	Imagen de la rejilla	Imágenes de las láminas, paralelas y sin inhomogeneidades importantes	Anual / Inicial y cambios	15	
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)					
MA024 (pg 78)	Compensación del CAE con la tasa de exposición (o el tamaño del foco)	Desviación $< \pm 0,15 \text{ DO}$	Semestral / Inicial y cambios	20	
CALIDAD DE IMAGEN					
MA030 (pg 80)	Visibilidad de pequeños objetos o microcalcificaciones	Constancia: Desviación \leq Reproducibilidad del valor de referencia	Semestral / Inicial y cambios	30	
DOSIMETRÍA					
MA032 (pg 81)	Dosis glandular estándar / imagen	$< 2 \text{ mGy}$	Semestral / Inicial y cambios	30	

* DO = Densidad óptica (incluye la base más el velo)

3.1 Radiación de fuga

MA001.- Detección y medida de la radiación de fuga

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	< 1 mGy en 1 h a 1 m del foco, a la máxima carga del tubo durante 1 h y promediando sobre un área que no exceda los 100 cm ²
Material	Láminas de plomo. Películas radiográficas en sobres para exposición directa. Cámara de ionización adecuada para su medida
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	IPSM, 1994; CEC, 2001
Observaciones	Es poco probable que exista radiación de fuga en los equipos modernos. No obstante, dada la posición y proximidad del tubo a la paciente, debería al menos detectarse si existen fugas en la zona del tubo más cercana a ella. Medir su valor si el resultado es positivo.

3.2 Parámetros geométricos

MA002.- Indicador de la distancia foco - película

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	La desviación entre el valor medido y el especificado por el fabricante deberá ser $\leq 2\%$
Material	Cinta métrica o regla
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2:1998; IEC 60601-2-45:1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001
Observaciones	

MA003.- Coincidencia campo de luz - campo de radiación

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Las diferencias entre ambos campos deberían ser $\leq \pm 5$ mm en cada uno de los cuatro lados
Material	Chasis cargado, marcadores radiopacos y regla
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2:1998; IEC 60601-2-45:1998; IEC 61223-2-10:1999; IPSM, 1994; CEC, 2001; ACR, 1999
Observaciones	Este control no es tan importante como en radiología general porque en mamografía es frecuente utilizar un tamaño de campo fijo. La coincidencia entre el campo de luz y el de radiación puede controlarse al mismo tiempo que el de la coincidencia entre el haz de radiación y película (MA004) delimitando el campo de luz con marcadores radiopacos.

MA004.- Coincidencia campo de radiación - película

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Deberá poder visualizarse en la película la imagen completa de un objeto colocado sobre cualquier zona del tablero en la que, y de acuerdo con las especificaciones, pueda formarse la imagen. El campo de rayos X deberá extenderse hasta el borde del tablero correspondiente a la pared del tórax sin sobrepasarlo en más de 5 mm. No deberá sobrepasar ninguno de los bordes del receptor de la imagen en más de un 2 % de la distancia foco-película.
Material	Dos chasis cargados, marcadores radiopacos y regla
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto/Técnico
Antecedentes	IEC 60406: 1997-02; IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 60601-2-45:1998; CEC, 2001; ACR, 1999; Kotre, 1993; IPSM, 1994

Observaciones Verificar la alineación del haz de rayos X con la película para todas las combinaciones especificadas de distancia foco-receptor de imagen y todos los tamaños de película disponibles. Insertar un chasis cargado en el portachasis y otro de mayor formato sobre el tablero de forma que cubra todos los bordes del chasis inferior con suficiente margen y sobresalga una distancia determinada del lado del tablero correspondiente a la pared del tórax (30 mm por ej.). Si no se dispone de un chasis de mayor formato puede rotarse el chasis superior para cubrir el inferior. Colocar objetos radiopacos, por ejemplo reglas graduadas, sobre el chasis superior. Exponer y procesar ambas películas. La coincidencia del haz de rayos X, del tablero y del receptor de la imagen puede medirse comparando las imágenes de los objetos en ambas películas. Conviene tener presente que el grosor del tablero y del chasis y la holgura de la película dentro de éste puede hacer que la diferencia entre el campo de radiación sobre el tablero y el borde de la película sea del orden de 3 ó 4 mm. Por ello, la película deberá ajustarse lo más posible al borde correspondiente a la pared del tórax y tratar de evitar que se desplace. Es preferible cargarlas manualmente. Es conveniente colocar la película del chasis superior con la parte no emulsionada en contacto con la cartulina para evitar que se sobreexponga.

Es frecuente que el campo de radiación no cubra totalmente el receptor de la imagen en los lados laterales originando márgenes transparentes en la película. Estos márgenes pueden dificultar el diagnóstico sobre todo en aquellos negatoscopios de alto brillo donde no sea sencillo enmascararlos dado que se visualizan un gran número de películas. Por ello, sería conveniente que el campo de radiación cubriese toda la película sin sobrepasar sus bordes más de las tolerancias.

MA005.- Uniformidad del campo de radiación

Calificación COMPLEMENTARIO

Tolerancias En dirección paralela al eje del tubo: según las especificaciones del fabricante.
En dirección perpendicular al eje del tubo: la máxima diferencia entre los valores de DO medidos a ambos lados (hasta una distancia de 10 cm) y el medido en el centro de la imagen debería ser $\leq \pm 10 \%$

Material Lámina de 2 mm de aluminio o 2 cm de metacrilato, chasis cargado, regla y densitómetro.

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

Antecedentes IPSM, 1994

Observaciones Es conveniente que la DO de la imagen sea similar a la clínica.

MA006.- Artefactos del equipo

Calificación ESENCIAL

Tolerancias Los dispositivos que interceptan el haz de rayos X no deben generar artefactos en la imagen.

Material Lámina de 2 cm de PMMA y chasis cargado

Frecuencia Semestral/Inicial, tras cambios **T. estimado** 20 min **Personal** Experto/ Técnico

Antecedentes IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; Haus, 1997

Observaciones Colocar la lámina de PMMA dentro del haz de rayos X. Colocar el chasis en la posición habitual y realizar una exposición a 25 kV y los mAs necesarios para obtener una densidad óptica de 1,5 aproximadamente. Examinar la imagen para detectar la presencia de artefactos de distinta DO que puedan estar ocasionados por inhomogeneidades de los dispositivos que interceptan el haz de rayos X (filtro, espejo, compresor, tablero, etc.). Es frecuente que la procesadora ocasione artefactos similares a los del equipo. Para diferenciarlos, pueden obtenerse dos imágenes, introducir las en la procesadora en direcciones perpendiculares y observarlas sobre un negatoscopio. Los artefactos ocasionados por el equipo se mantendrán en la misma posición mientras que los de la procesadora habrán cambiado de orientación o posición en la imagen. Si se trata de una procesadora luz día donde no es posible cambiar la orientación de la película pueden obtenerse las dos imágenes colocando el chasis sobre el tablero en posiciones respectivamente perpendiculares. Un análisis similar al anterior permitirá discriminar el origen de los artefactos.

MA007.- Factor de ampliación

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Objeto delgado de dimensiones conocidas, regla y chasis cargado
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	IPSM, 1994
Observaciones	El factor de ampliación es el cociente entre las dimensiones de la imagen y las del objeto situado sobre el dispositivo de ampliación.

MA008.- Tamaño del foco

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Las señaladas en IEC, 1982
Material	Cámara de ranura o cámara de micro-orificio o patrón de estrella, película directa o chasis cargado, densitómetro y lupa con retícula
Frecuencia	Inicial, tras cambios y cuando la resolución disminuya de forma importante
T. estimado	60 min Personal Experto
Antecedentes	IEC, 1982; IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a; Kimme-Smith, 1988; Kimme-Smith and Chatziioannou, 1993; Law, 1993
Observaciones	En la mayoría de las situaciones reales del control de calidad resulta difícil medir el tamaño del foco con una precisión aceptable. Por ello, y dado que el parámetro más afectado por este tamaño es la resolución de la imagen, es más sencillo controlar con alta periodicidad la resolución a alto contraste y evaluar el tamaño del foco inicialmente, tras cambios del tubo y cuando la resolución se deteriore gravemente. Si no se dispone de película directa el conjunto cartulina película puede comportarse de forma similar colocando una película virgen o velada entre la cartulina y la película a exponer.

3.3 Calidad del haz

MA009.- Exactitud y reproducibilidad de la tensión

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Exactitud $\leq \pm 1$ kV (entre 25 y 31 kV) Reproducibilidad $\leq 0,5$ kV
Material	Kilovoltímetro específico para mamografía
Frecuencia	Semestral/ Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IPSM, 1994; CEC, 2001; ACR, 1999; AAPM, 1990a; Law, 1991
Observaciones	El control deberá incluir al menos cuatro valores de kV que cubran el intervalo habitual de trabajo (entre 25 y 31 kV) para cada uno de los distintos focos del equipo. La reproducibilidad conviene verificarla a la tensión habitual en la práctica clínica. La mayoría de los kilovoltímetros están calibrados para calidades concretas de haces de rayos X (dependiendo del tipo de ánodo y filtro) y sin el compresor en el haz. Las especificaciones incluyen a veces factores de corrección para las lecturas correspondientes a otras calidades. La medida de la tensión en condiciones distintas de las de calibración y sin las correcciones oportunas estará, en general, afectada de errores que pueden superar el valor de las tolerancias.

MA010.- Filtración. Capa hemirreductora

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Capa hemirreductora $> 0,3$ mm aluminio a 28 kV
Material	Hojas de aluminio de pureza $> 99,5$ % (ISO 2092) con espesores de 0,3, 0,4 y 0,5 mm respectivamente y una exactitud mejor que el 1%. Dosímetro.
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 60522: 1996; IEC 1223-3-2: 1996; IEC 60601-2-45: 1998; Zoetelief, 1996; CEC, 2001; IPSM, 1994; AAPM, 1990a; Wagner, 1990; Wagner, 1992

Observaciones Utilizar condiciones de haz delgado para minimizar la influencia de la radiación dispersa y situar aproximadamente el centro de la cámara en el punto de referencia. La capa hemirreductora puede medirse sin o con el compresor dentro del haz. El primer caso es necesario si pretendemos estimar la filtración del equipo, por el contrario, para las estimaciones de la dosis glandular media son precisos los valores medidos con el compresor dentro del haz. Valores típicos de la capa hemirreductora sin y con el compresor y distintas calidades del haz están recogidos en distintos documentos (IEC 1223-3-2: 1996 y Zoetelief 1996). Como orientación, se indican aquí los intervalos correspondientes a 28 kV, sin compresor y las siguientes combinaciones ánodo/filtro:
 Con Mo/Mo, W/Mo y Rh/Rh entre 0,3 y 0,4 mm de aluminio.
 Con Mo/Rh, aproximadamente 0,4 mm de aluminio.
 Con W/Pd W/Rh entre 0,4 y 0,51 mm de aluminio.

Cuando las medidas se realizan con el compresor dentro del haz los valores de la capa hemirreductora se incrementarán (entre 0,03 y 0,06 mm de aluminio) en función de las características del haz de radiación y de la atenuación del compresor.

3.4 Tiempo de exposición

MA011.- Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Exactitud $\leq \pm 10\%$ para tiempos ≥ 200 ms y $\leq \pm 15\%$ para tiempos < 200 ms
 Reproducibilidad $\leq 10\%$
Material Medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía
Frecuencia Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto/ Técnico
Antecedentes IPSM, 1994; CEC, 2001; ACR, 1999; AAPM, 1990a
Observaciones Muchos equipos mamográficos no proporcionan información del tiempo de exposición por lo que es imposible medir la exactitud de este parámetro.

MA012.- Tiempo de exposición para las condiciones clínicas

Calificación ESENCIAL
Tolerancias El tiempo requerido para obtener una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas deberá ser ≤ 2 s
Material Medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía y maniquí estándar
Frecuencia Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto/ Técnico.
Antecedentes CEC, 2001
Observaciones Sería deseable que el tiempo de exposición para las condiciones clínicas fuese $\leq 1,5$ s. El tiempo de exposición necesario para obtener una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas puede estimarse midiendo, a la tensión de interés, los tiempos de exposición para dos valores de mAs próximos (superior e inferior respectivamente) a los mAs utilizados en la imagen del maniquí estándar. El valor deseado puede interpolarse linealmente entre los anteriores.

3.5 Rendimiento

MA013.- Reproducibilidad

Calificación ESENCIAL
Tolerancias $\leq 5\%$
Material Dosímetro
Frecuencia Anual/ Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto
Antecedentes IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IPSM, 1994; CEC, 2001; ACR, 1999; AAPM, 1990a; Wagner, 1992
Observaciones Realizar al menos cinco medidas situando el centro del dosímetro en un eje que pase por el punto de referencia, con Mo/Mo, sin compresor, 28 kV y sin retrodispersión. De esta forma, estas medidas permiten obtener el valor del rendimiento del tubo en las condiciones especificadas en el apartado siguiente.

MA014.- Valor del rendimiento y de la tasa de dosis

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El rendimiento del tubo medido en un eje que pase por el punto de referencia, con Mo/Mo, sin compresor, 28 kV y sin retrodispersión deberá ser $> 30 \mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco. La tasa de dosis medida en las mismas condiciones anteriores deberá ser $> 7,5 \text{ mGy/s}$ a la distancia foco-película.
Material	Dosímetro
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 25 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IPSM, 1994; CEC, 2001; ACR, 1999; AAPM, 1990a; Wagner, 1992
Observaciones	El cálculo del rendimiento en las condiciones especificadas en las tolerancias puede hacerse a partir de las medidas realizadas en el apartado anterior. Sin embargo, pueden ser necesarios los rendimientos en otras condiciones distintas de las especificadas para estimar los valores de dosis. En este caso deberán medirse también para las tensiones más utilizadas en la práctica clínica, en el mismo eje, sin retrodispersión y con el compresor dentro del haz. Sería deseable que el rendimiento estuviera entre 40 y 75 $\mu\text{Gy/mAs}$ y la tasa de dosis entre 10 y 30 mGy/s.

MA015.- Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente (o el tamaño del foco)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Coefficiente de linealidad $\leq 0,1$
Material	Dosímetro
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a; Wagner, 1992
Observaciones	En la mayoría de los equipos modernos la corriente es constante para cada tamaño de foco y tensión. En este caso, con la medida de los rendimientos a una tensión dada (28 kV) y distintos valores de mAs se analiza la linealidad con el tiempo de exposición. Por el contrario, los rendimientos para cada foco a igualdad de tiempo y tensión (28 kV) permiten verificar la linealidad con la corriente.

3.6 Rejilla

MA016.- Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Factor de exposición del sistema de rejilla < 3 a 28 kV
Material	Maniquí estándar, dosímetro o chasis, películas y densitómetro.
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 61953: 1997; UNE-EN 61953: 1999; IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; CEC, 2001; IPSM, 1994
Observaciones	El maniquí estándar y el compresor deben mantenerse dentro del haz tan próximos como sea posible al cabezal del tubo. Utilizar 28 kV y, si es posible, condiciones de haz delgado. Medir los valores de la dosis en aire sobre el tablero y en el plano del receptor de la imagen. Es importante que ambas medidas se realicen a lo largo del mismo eje, por ejemplo, el que une el foco con el punto de referencia. El factor de exposición del sistema de rejilla se calcula como $(D_1/D_2)(d_1/d_2)^2$ donde D_1 y D_2 son respectivamente los valores de la dosis en aire medidos en ambas condiciones y d_1 y d_2 , las correspondientes distancias del centro del dosímetro al foco. Si el equipo dispone de portachasis sin rejilla, se puede obtener el factor de exposición de la rejilla comparando directamente los valores de la dosis en aire medidos en el plano de la imagen sin rejilla y con rejilla respectivamente. Alternativamente, si hubiese dificultades prácticas para colocar el dosímetro en el plano de la imagen, se puede estimar el factor del sistema de rejilla (o el de la rejilla) situando el maniquí estándar sobre el tablero y obteniendo dos imágenes del mismo con y sin rejilla respectivamente. En el primer caso el chasis se coloca en su posición habitual y en el segundo sobre el tablero y directamente debajo del maniquí. El factor buscado se calcula como $(mAs_1/mAs_2)(d_1/d_2)^2$ siendo mAs_1 y mAs_2 las cargas del tubo correspondientes a cada exposición y d_1 y d_2 , las

correspondientes distancias entre la película y el foco. Ambas imágenes deben tener la misma densidad óptica (próxima a 1,5 DO). En caso contrario, deberán obtenerse varias con distintas DO e interpolar los mAs.

MA017.- Imagen de la rejilla

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Las imágenes de las láminillas de la rejilla deben aparecer paralelas y sin inhomogeneidades importantes.		
Material	Chasis y películas		
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	CEC, 2001; IPSM, 1994		
Observaciones	Puede comprobarse la homogeneidad de la rejilla haciendo una exposición (sin interponer ningún espesor de PMMA) con 25 kV y el selector de densidades del CAE en la posición más baja, o seleccionando la carga del tubo más baja posible. De esta forma se obtiene, en general, una buena imagen de las líneas de la rejilla.		

MA018.- Artefactos de la rejilla

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes		
Material	Espesores de PMMA de 20, 45 y 60 mm respectivamente, chasis y películas		
Frecuencia	Semestral/Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; CEC, 2001; IPSM, 1994		
Observaciones	Observar las imágenes de los distintos espesores de PMMA obtenidas en el control MA024. Las líneas de la rejilla no deben verse en ninguna de ellas.		

3.7 Control automático de la exposición (CAE)

Para realizar las comprobaciones de este apartado, el detector del CAE debe situarse en la posición más próxima al borde del tablero correspondiente a la pared del tórax. El maniquí debe alinearse con ese borde de forma que cubra completamente el detector. Debe utilizarse el mismo chasis y películas de la misma caja o lote que las que se estén utilizando clínicamente. Es imprescindible que la procesadora esté ajustada y su funcionamiento sea estable. Utilizar las condiciones clínicas con excepción del parámetro cuya variación se comprueba en cada apartado. Los valores de DO deben medirse en el punto de referencia.

MA019.- Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	La posición central del selector de densidades deberá ajustarse a la densidad óptica clínica. Con las películas actuales se recomienda que la DO clínica esté comprendida entre 1,5 y 1,8 DO (incluyendo base más velo). La desviación entre la DO medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia y la DO clínica deberá ser $\leq \pm 0,15$ DO		
Material	Maniquí estándar, chasis, películas y densitómetro		
Frecuencia	Semestral/ Inicial, tras cambios	T. estimado 5 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001; Young, 1997; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a		
Observaciones			

MA020.- Incrementos de la DO por paso del selector de densidades

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El intervalo ajustable de DO deberá ser > 1 DO El incremento de DO correspondiente a dos pasos consecutivos deberá ser $\leq 0,2$ DO
Material	Maniquí estándar, chasis, películas y densitómetro
Frecuencia	Semestral/ Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a
Observaciones	Utilizar las mismas condiciones de medida que en el apartado anterior. Para la posición central pueden utilizarse las imágenes obtenidas en ese control. Para el incremento de DO correspondiente a dos pasos consecutivos sería deseable un valor igual a 0,1 DO.

MA021.- Reproducibilidad del CAE

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La reproducibilidad de los valores de dosis deberá ser ≤ 5 % La reproducibilidad de los valores de la densidad óptica debería ser $\leq 0,1$ DO
Material	Maniquí estándar, chasis, películas y densitómetro
Frecuencia	Semestral/ Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a
Observaciones	Para evaluar la reproducibilidad a corto plazo del CAE se obtienen 5 imágenes consecutivas del maniquí estándar en las condiciones clínicas y se miden los valores de dosis y DO correspondientes a cada una de ellas. Situar el dosímetro dentro del haz de rayos X de forma que no se solape con el detector del CAE. Anotar también los mAs promedio como valor de referencia para evaluar la constancia descrita en el apartado siguiente. Para la reproducibilidad de los valores de dosis, sería deseable un valor ≤ 2 %.

MA022.- Constancia del CAE

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La diferencia entre la DO de la imagen del maniquí estándar y la DO clínica requerida deberá ser $\leq \pm 0,2$ DO La desviación entre la carga (mAs) requerida para obtener la imagen del maniquí estándar y el valor de referencia deberá ser $\leq \pm 15$ %
Material	Maniquí estándar y densitómetro
Frecuencia	Semanal/Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto/Técnico
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999
Observaciones	Anotar los mAs necesarios para obtener la imagen del maniquí estándar, medir la DO y comparar ambos valores con los obtenidos en el control MA021. Sería deseable que la desviación en DO fuese $\leq \pm 0,15$ DO y en mAs $\leq \pm 10$ %

MA023.- Compensación del CAE con el espesor, la tensión y los modos de operación

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La máxima desviación de DO con respecto al valor medio obtenido en el control MA021 deberá ser $< \pm 0,15$ DO.
Material	Placas de PMMA de 10 mm de espesor y dimensiones transversales iguales a las del maniquí estándar. Chasis, películas y densitómetro
Frecuencia	Semestral/Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a
Observaciones	Obtener imágenes con espesores de PMMA comprendidos en el intervalo de 20 a 70 mm (al menos, con espesores de 20, 45 y 60 mm) utilizando los factores de exposición que en la práctica clínica se seleccionan para cada espesor (modos de operación, ánodo, filtro y kV). Cuando en la

práctica clínica no se utilice rejilla para obtener las imágenes de las mamas de pequeño espesor, esta prueba deberá realizarse sin la rejilla para los espesores de PMMA correspondientes. Para el espesor de 45 mm pueden utilizarse las imágenes obtenidas el control MA021. Sería deseable que la máxima desviación de DO fuera $< \pm 0,1$ DO.

MA024.- Compensación del CAE con la tasa de exposición (o el tamaño del foco)

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	La máxima desviación de DO con respecto al valor medio obtenido en el control MA021 deberá ser $< \pm 0,15$ DO.
Material	Maniquí estándar, chasis, películas y densitómetro
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 61223-2-10:1999; IPSM, 1994
Observaciones	Obtener imágenes del maniquí estándar para las distintas corrientes del tubo (o con el foco fino) utilizando el resto de condiciones iguales a las del control MA021. Comparar la DO de las imágenes aquí obtenidas con la DO promedio de dicho control. Sería deseable que la máxima desviación de DO fuera $< \pm 0,1$ DO .

3.8 Sistema de compresión

MA025.- Deformación del compresor

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Las distancias entre el tablero y las cuatro esquinas del compresor deberían ser iguales aunque se acepta una diferencia máxima de 15 mm. Las diferencias en la dirección perpendicular a la pared del tórax son más tolerables que en la dirección paralela. La imagen del borde del compresor correspondiente a la pared del tórax deberá quedar fuera del área de la película. La alineación sería óptima si dicha imagen coincidiese con el borde del tablero.
Material	Bloque rectangular de gomaespuma de 100 a 120 mm de lado y entre 20 y 50 mm de grueso y regla
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 1223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; IEC 60601-2-45:1998, AAPM, 1990a; CEC, 2001
Observaciones	La alineación del borde del compresor con el del tablero puede verificarse conjuntamente con los controles MA003 y MA004

MA026.- Fuerza de compresión

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La compresión de la mama deberá ser firme pero tolerable. El ajuste del dispositivo de compresión deberá verificar las siguientes tolerancias para todas las orientaciones de utilización normal del equipo: <ul style="list-style-type: none"> - Ningún dispositivo de compresión deberá ser capaz de aplicar una fuerza de compresión superior a 300 N. - La máxima fuerza aplicada automáticamente deberá ser al menos de 150 N sin superar los 200 N. - En compresión automática, la fuerza aplicada deberá poder ajustarse a valores inferiores o iguales a 70 N. - Cuando el equipo indique la fuerza aplicada, los valores deberán estar expresados en unidades de fuerza y la desviación entre los valores nominales y los reales deberá ser $\leq \pm 20$ N
Material	Balanza de baño u otro tipo de dinamómetro para medir la fuerza de compresión. Bloque de gomaespuma de 20 a 50 mm de espesor y con dimensiones transversales de 100 o 120 mm.
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 60601-2-45:1998; UNE-EN 60601-2-45:2000 IEC 61223-3-2:1996; UNE-EN 61223-3-2: 1998; CEC, 2001; IPSM, 1994; ACR, 1999; AAPM, 1990a

Observaciones En estas medidas es conveniente utilizar gomaespuma, toallas o pelotas de tenis para facilitar las medidas y evitar dañar el tablero o el compresor.

3.9 Calidad de imagen

En general, tanto el método como los parámetros utilizados para evaluar la calidad de la imagen dependen del maniquí que se utilice. No obstante, los parámetros físicos que se especifican en este apartado son básicos y, en general, deberían poder evaluarse con cualquier maniquí. En los controles rutinarios conviene evaluar la calidad de la imagen en las condiciones de referencia ya que esto facilita la comparación de los resultados obtenidos en los distintos controles. La obtención de las imágenes en las mismas condiciones permite a su vez la comparación entre los valores obtenidos con otros equipos o en otros centros. Sin embargo, es altamente recomendable evaluar también la calidad de la imagen en las condiciones clínicas, que a menudo difieren bastante de las anteriores, y comparar los resultados obtenidos con cada una de ellas. En ambos casos es necesario obtener inicialmente varias imágenes (al menos cuatro) y establecer a partir ellas los correspondientes **valores de referencia para cada parámetro** (valor medio) **y su reproducibilidad** (ver glosario). En los controles periódicos sucesivos deberá asegurarse su constancia comprobando que la desviación entre los valores medidos en el control y los de referencia es menor que la reproducibilidad de los respectivos valores de referencia.

Si el espesor del maniquí utilizado equivale aproximadamente al de una mama promedio, su imagen puede obtenerse con el CAE. En este caso, es necesario que el maniquí cubra completamente el detector del CAE y que los objetos de alta absorción (rejillas de resolución a alto contraste) no se solapen con él. De no ser así, hay que utilizar técnica manual con la carga del tubo necesaria para que la DO de la imagen sea similar a la DO de referencia o a la de las imágenes clínicas respectivamente.

La frecuencia de estos controles deberá ser semanal en las unidades de rayos X que participen en los programas de detección precoz del cáncer de mama.

MA027.- Resolución a alto contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El valor de la resolución a alto contraste medida, aproximadamente, a 45 mm por encima del tablero y en el punto de referencia deberá ser > 12 pl/mm en las dos direcciones del foco.
Material	Patrón o p atrones de resolución (hasta 20 pl/mm), placas de PMMA y lupa
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	CEC, 2001; AAPM, 1990a
Observaciones	Sería deseable que el valor de la resolución a alto contraste fuera > 15 pl/mm.

MA028.- Contraste de la imagen

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Desviación $< \pm 10$ %
Material	Cuña escalonada de aluminio o láminas de PMMA y densitómetro
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	CEC, 2001; AAPM, 1990a
Observaciones	Para estimar el contraste de la imagen puede utilizarse una cuña escalonada de aluminio. Colocar la cuña perpendicularmente al eje del tubo para evitar el efecto anódico. Exponerla con una carga del tubo tal que las densidades ópticas de las imágenes de los escalones estén, mayoritariamente, en la zona lineal de la curva sensitométrica de la película. Se puede obtener más de una imagen de la cuña en la misma película protegiendo alternativamente zonas de la misma con una lámina de plomo colocada sobre el tablero. Para estimar el contraste de la imagen, o un índice de contraste,

dibujar las DO frente a los respectivos escalones y calcular la pendiente de la zona lineal. También puede obtenerse un índice de contraste midiendo la diferencia de DO correspondientes a dos escalones fijos de la cuña dentro de la zona lineal. Algunos maniqués de calidad de imagen incluyen una cuña escalonada que permite cuantificar el contraste de la imagen junto con el resto de parámetros.

MA029.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El umbral de sensibilidad a bajo contraste para los objetos con un tamaño del orden de 5 ó 6 mm de diámetro debería ser < 1,3 % Constancia: La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia debe ser \leq reproducibilidad del valor de referencia
Material	Maniqué de calidad de imagen que incluya objetos de bajo contraste con un tamaño parecido al dado en las tolerancias y un espesor equivalente a 45 mm de PMMA
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	CEC, 2001; AAPM, 1990a
Observaciones	El umbral de sensibilidad a bajo contraste depende del tamaño del objeto, de la DO de la imagen, y del observador. Si los objetos de bajo contraste incluidos en el maniqué tienen un tamaño distinto del indicado en las tolerancias basta con comprobar su constancia anotando el número de objetos visibles de cada tamaño y verificando que se mantiene dentro de la correspondiente reproducibilidad del valor de referencia.

MA030.- Visibilidad de pequeños objetos o microcalcificaciones

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Constancia: La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia debe ser \leq reproducibilidad del valor de referencia
Material	Maniqué de calidad de imagen
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	IPSM, 1994; AAPM, 1990a
Observaciones	No existe una tolerancia absoluta para este parámetro; el número de objetos de este tipo que se vean dependerá del maniqué que se utilice. Por ello, basta con comprobar su constancia anotando el número de objetos visibles de cada tamaño y verificando que se mantiene dentro de la correspondiente reproducibilidad del valor de referencia.

3.10 Dosimetría

Para las medidas de dosis en el control de calidad hay que utilizar el maniqué estándar y las condiciones de referencia. Sin embargo, al igual que con la calidad de la imagen, es conveniente evaluar también los valores de dosis en condiciones clínicas. Cuando se utilice el CAE es imprescindible que el maniqué estándar cubra totalmente el detector.

MA031.- Kerma en aire en la superficie de entrada del maniqué estándar

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El valor del kerma en aire sin retrodispersión en la superficie de entrada del maniqué estándar (ESAK) necesario para obtener una imagen de referencia deberá ser \leq 10 mGy. Desviación < \pm 10 %
Material	Dosímetro, maniqué estándar, chasis cargado y densitómetro
Frecuencia	Semestral/Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	EUR 16263, 1996; CEC, 2001; CEC, 1990; IAEA, 1994; IPSM, 1994; AAPM, 1990a; ACR, 1999
Observaciones	El valor del ESAK puede medirse directamente o estimarse a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como $ESAK = (mGy/mAs) \times mAs \times (f_1/f_2)^2$ siendo

mGy/mAs,	el rendimiento del tubo medido en el punto de referencia a 28 kV, con compresor y sin retrodispersión
mAs,	la carga del tubo necesaria para obtener una imagen de referencia (DO igual a 1 + base + velo)
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 los mAs necesarios para obtener la imagen de referencia puede calcularse interpolando los mAs y la DO de las imágenes obtenidas en el control del CAE o bien, a partir de dos imágenes del maniquí estándar con densidades ópticas próximas a 1+base + velo (por debajo y por encima respectivamente). En el documento de la EUR "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (EUR 16263, 1996) se describe de forma pormenorizada la metodología a seguir para la estimación de los valores de dosis con el maniquí estándar y con muestras de pacientes. En el mismo documento se incluyen valores de referencia del ESAK para distintas densidades ópticas.

MA032.- Dosis glandular estándar

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	El valor de la dosis glandular media (DG) por imagen medida con el maniquí estándar en condiciones de referencia, dosis glandular estándar (DGS), deberá ser ≤ 2 mGy
Material	Dosímetro, maniquí estándar, chasis cargado y densitómetro
Frecuencia	Semestral/Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Experto
Antecedentes	EUR 16263, 1996; CEC, 1990; IAEA, 1994; IPSM, 1994; AAPM, 1990a; ACR, 1999; Rosenstein, 1985; Dance, 1990; Wu, 1991; Wu, 1994; Klein, 1997; Boone, 1999; Dance, 2000
Observaciones	La magnitud dosimétrica para la estimación del riesgo en mamografía es la dosis glandular media. En general, su valor se obtiene a partir del ESAK y de factores de conversión (g) que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo (Dance, 1990; Wu, 1991; Wu, 1994; Klein, 1997; Boone, 1999; Dance, 2000):

$$DG = \text{ESAK} \times g$$

El coeficiente g depende del espesor de la mama, de su composición (tejido adiposo / tejido glandular) y de la calidad del haz de rayos X (capa hemirreductora).

La dosis glandular estándar se obtiene multiplicando el valor del ESAK obtenido con el maniquí estándar en las condiciones de referencia por un coeficiente g_{ps} correspondiente a una mama uniformemente comprimida de 50 mm de espesor y con una composición del 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular:

$$DGS = \text{ESAK} \times g_{ps}$$

Los valores de g_{ps} para las distintas capas hemirreductoras pueden interpolarse linealmente a partir de los coeficientes calculados por Dance. Dichos valores están tabulados en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (EUR 16263, 1996). Los valores de la DGS son más fáciles de obtener, reproducibles y comparables que los de la DG obtenidos con muestras de pacientes y, por ello, son, desde un punto de vista práctico, más útiles para el control de calidad. Con independencia de ello, los valores de la DG estimados a partir de las medidas del ESAK sobre 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. En el documento de la CE antes citado, se describe detalladamente el método a seguir para estimar la DG y la DGS y se establecen los valores de referencia de la DG para las densidades ópticas más habituales.

4. EQUIPOS DENTALES

Este protocolo es aplicable a todos los equipos dentales, tanto intraorales como panorámicos.

En los equipos de radiología dental panorámica con dispositivo de cefalometría, y dado que la mayoría de los multímetros requieren un tamaño de campo superior a 4 x 4 cm, se requiere alejar el instrumento de medida a una distancia de más de 80 cm desde el foco. Teniendo en cuenta la rectificación de este tipo de equipos (monofásico), y que la intensidad de corriente tiene valores muy bajos (< 20 mA) resulta imprescindible centrar bien el equipo con el haz, asegurando que el detector es completamente irradiado. Aún así puede ser difícil medir la tensión y el tiempo de disparo. En aquellos equipos en los que no se dispone de dispositivo de cefalometría y sólo realizan ortopantomografía, el tamaño del haz (< 1 cm de anchura a la altura de la placa) hace imposible valorar los parámetros técnicos (tensión y tiempo) del haz sin la participación de la casa fabricante. Este hecho unido al proceso de giro del sistema durante la exploración, desaconseja la utilización de multímetro para el análisis del equipo. Para valorar parámetros de rendimiento y filtración el método más sencillo consiste en colocar un maniquí cilíndrico (puede servir para este propósito el de 16 cm usado en TC) y medir valores dosimétricos mediante un detector de estado sólido (RTI 25 o RTI 100 o similares) colocado en la misma posición sobre el maniquí con el fin de que la medida no se vea afectada por la retrodispersión que provoca el maniquí. Es imprescindible, además, realizar un control de calidad de la imagen con un maniquí específico para verificar que los movimientos de rotación y traslación relativa tubo-soporte son los indicados por la casa fabricante. Este parámetro debe ser medido tenga o no el equipo dispositivo de cefalometría.

En la Tabla IV.1 se presentan los parámetros esenciales y en la Tabla IV.2 los complementarios

Tabla IV.1 Parámetros ESENCIALES de los equipos dentales

Código (página)	Parámetro	Tolerancias	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
DL001 (pg 85)	Mínima distancia foco-piel	20 cm para $T_p > 60$ kV 10 cm para $T_p \leq 60$ kV	Anual / Inicial y cambios	5	
DL002 (pg 85)	Tamaño del campo en el extremo del localizador	≤ 6 cm	Anual / Inicial y cambios	10	
CALIDAD DEL HAZ					
DL003 (pg 85)	Exactitud de la tensión Reproducibilidad de la tensión	$\leq \pm 10$ % ≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios	15	
DL004 (pg 85)	Filtración. Capa hemirreductora	$\geq 1,5$ mm Al para equipos con $T_p \leq 70$ kV $\geq 2,5$ mm Al para equipos con $T_p > 70$ kV	Inicial y cambios	15	
TIEMPO DE EXPOSICIÓN					
DL006 (pg 86)	Exactitud Reproducibilidad	$\leq \pm 20$ % ≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios	10	
RENDIMIENTO					
DL007 (pg 86)	Reproducibilidad	< 10 %	Anual / Inicial y cambios	10	
DL008 (pg 86)	Valor del rendimiento	De manera orientativa 30-80 :Gy/mAs a 1m entre 50 y 70 kV	Anual / Inicial y cambios	15	
DL009 (pg 86)	Variación del rendimiento con el tiempo de exposición	Coefficiente de linealidad $< 0,1$	Anual / Inicial y cambios	10	

Tabla IV.2 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos dentales

Código (página)	Parámetro	Tolerancias	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
CALIDAD DEL HAZ					
DL005 (pg 85)	Visualización de la forma de onda	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20	

4.1 Parámetros geométricos

DL001.- Mínima distancia foco-piel

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	20 cm para equipos con tensiones pico superiores a 60 kV y 10 cm para equipos con tensiones pico iguales o inferiores a 60 kV		
Material	Cinta métrica		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 5 min	Personal Técnico
Antecedentes	NCRP, 1973; ICRP, 1982a		
Observaciones	Este parámetro se comprueba midiendo la distancia entre el foco y el extremo del cono localizador.		

DL002.- Tamaño del campo en el extremo del localizador

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	± 6 cm		
Material	Película de 18x24 y regla.		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	NCRP, 1973; ICRP, 1982a		
Observaciones	En aquellos centros que no dispongan de reveladora para películas mayores que las de radiografía dental convencional, será necesario llevar una película que se revelará posteriormente.		

4.2 Calidad del haz

DL003.- Exactitud y reproducibilidad de la tensión

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Exactitud $\leq \pm 10\%$. Reproducibilidad $\leq 10\%$. La tensión mínima será de 50 kV		
Material	Kilovoltímetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones			

DL004.- Filtración. Capa hemirreductora

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	$\geq 1,5$ mm aluminio para equipos con tensión pico nominal ≤ 70 kV $\geq 2,5$ mm aluminio para equipos con tensión pico nominal > 70 kV		
Material	Cámara de ionización, electrómetro y filtros de aluminio de pureza superior a 99,5 %		
Frecuencia	Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	ICRP, 1982a; NCRP, 1973		
Observaciones	Semejante al DG011		

DL005.- Visualización de la forma de onda

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Cámara de ionización y oscilógrafo o equipo integrado		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes			
Observaciones	Igual que DG012		

4.3 Tiempo de exposición

DL006.- Exactitud y reproducibilidad

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Exactitud $\leq \pm 20 \%$. Reproducibilidad $\leq 10 \%$		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto/ Técnico
Material	Medidor de tiempos de exposición.		
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	Las medidas se realizarán a diferentes tiempos de exposición ≥ 100 ms. En aquellos equipos que no tengan un temporizador con escala temporal, sino selección del tipo de pieza dental, será necesario elegir diferentes tipos de dientes y anotarlos como referencia para medidas posteriores de la exactitud y un único diente (el más utilizado y, en cualquier caso, siempre el mismo) para la reproducibilidad.		

4.4 Rendimiento

DL007.- Reproducibilidad

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	$< 10 \%$		
Material	Cámara de ionización/ electrómetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	El rendimiento se expresa a 1 m de distancia del foco.		

DL008.- Valor del rendimiento

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	De modo orientativo entre 30 y 80 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m del foco para equipos con tensiones pico comprendidas entre 50 y 70 kV.		
Material	Cámara de ionización y electrómetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	CSN, 1990		
Observaciones	Dosis a la entrada en aire sin retrodispersión y por mAs nominales a la tensión del equipo (entre 50 y 70 kV) y expresada a 1 m de distancia del foco. Este parámetro en conjunto con los correspondientes al tiempo de exposición y a la calidad del haz nos permite tener un indicador del ajuste de la corriente y, si ésta fuera correcta, del estado del tubo. Si las dosis se miden a otras tensiones puede utilizarse este parámetro para estimar dosis a pacientes en condiciones reales de trabajo. En los ortopantomógrafos, este parámetro se medirá con el equipo en posición estática.		

DL009.- Variación del rendimiento con el tiempo de exposición

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Coefficiente de linealidad $< 0,1$		
Material	Cámara de ionización y electrómetro		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto/ Técnico
Antecedentes	Hendee, 1985; Moores, 1987		
Observaciones	Este parámetro se calcula entre pasos consecutivos		

5. EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

En la Tabla V.1 se presentan los parámetros esenciales y en la Tabla V.2 los complementarios de los tomógrafos computarizados.

Tabla V.1 Parámetros ESENCIALES de los tomógrafos computarizados

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS					
TC001 (pg 90)	Alineación luz - haz de radiación	$\leq \pm 15$ % del espesor de corte	Anual / Inicial y cambios	15	
TC002 (pg 90)	Desplazamiento de la camilla	$\leq \pm 2$ mm	Anual / Inicial y cambios	10	
TC003 (pg 90)	Espesor efectivo de corte	Valor medido $< s^* \pm 1$ mm, si $s \geq 2$ mm Valor medido $< s \pm 50$ % mm, si $s < 2$ mm	Anual / Inicial y cambios	10	
TC007 (pg 91)	Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma	$\leq \pm 2$ mm	Anual / Inicial y cambios	10	
CALIDAD DE IMAGEN					
TC012 (pg 93)	Ruido de la imagen	$\leq 0,5$ %	Semestral / Inicial y cambios	10	
TC013 (pg 93)	Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	10	
TC014 (pg 93)	Valor medio del número TC	En agua: 0 ± 4 UH** En aire: -1000 ± 4 UH	Semestral / Inicial y cambios	10	
TC016 (pg 94)	Linealidad y escala de contraste	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	30	
TC017 (pg 94)	Resolución a bajo contraste (resolución de contraste)	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	
TC018 (pg 94)	Resolución a alto contraste (resolución espacial)	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	
DOSIMETRÍA					
TC019 (pg 95)	Índice de dosis TC (CTDI)	$CTDI \leq \pm 20$ % del valor de referencia	Anual / Inicial y cambios	20	

* s = Espesor nominal de corte
**UH = Unidades Hounsfield

Tabla V.2 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los tomógrafos computarizados

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)		
				Parcial	Total	
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS						
TC004 (pg 91)	Espesor de radiación	Según especificaciones del fabricante	Inicial	20	50	
TC005 (pg 91)	Avance de la camilla entre cortes	Valor medido $< s \pm 1$ mm, si $s \geq 2$ mm Valor medido $< s \pm 50$ % mm, si $s < 2$ mm	Semestral / Inicial y cambios	10		
TC006 (pg 91)	Coincidencia de los indicadores luminosos con el haz de radiación	$\leq \pm 2$ mm	Semestral / Inicial y cambios	10		
TC008 (pg 92)	Exactitud del ángulo de inclinación del estativo	$\leq \pm 1^\circ$	Anual / Inicial y cambios	10		
TIEMPO DE EXPOSICIÓN Y CORRIENTE						
TC009 (pg 92)	Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y con la corriente	Coefficiente de linealidad $< 0,1$	Anual / Inicial y cambios	10	40	
CALIDAD DEL HAZ						
TC010 (pg 92)	Exactitud de la tensión Reproducibilidad de la tensión	< 4 % (entre 80 y 140 kV _p) < 2 %	Anual / Inicial y cambios	20		
TC011 (pg 93)	Energía efectiva del haz	—	Anual / Inicial y cambios	20		
CALIDAD DE IMAGEN						
TC015 (pg 94)	Uniformidad espacial del número TC	Desviación $< \pm 5$ UH***	Semestral / Inicial y cambios	10	10	

* s = Espesor nominal de corte
 ***UH = Unidades Hounsfield

5.1 Parámetros geométricos

TC001.- Alineación luz - haz de radiación

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$\leq \pm 15\%$ del espesor de corte
Material	Película radiográfica con un soporte rectangular plano. Bolígrafo de punta fina u otro instrumento punzante para perforar en la línea de proyección de la luz.
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b; Moores, 1987; AAPM, 1993
Observaciones	<p>La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación de la resolución espacial. Deberá comprobarse que la línea de proyección de la luz (interna) coincide con el eje central del campo de radiación, para todos los espesores de corte disponibles.</p> <p>Para equipos multicortes, este parámetro se puede determinar utilizando una película de terapia situada en la mesa. Se señala marcando con alfileres la luz del láser interno que, generalmente, debe coincidir con el centro de cuatro cortes. Se planifica el equipo de forma que se centren el primer y el último corte simétricamente alrededor de 0 (p.e. cuatro cortes desde $-7,5$ mm a $+7,5$ mm en una exploración de 4×5 mm).</p>

TC002.- Desplazamiento de la camilla

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$\leq \pm 2$ mm
Material	Regla graduada en mm para medir desplazamientos.
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Moores, 1987; IEC, 1994c
Observaciones	<p>Esta prueba se hace con un peso equivalente al paciente (70 kg) sobre la camilla. Deberá comprobarse que el movimiento de la camilla, para un desplazamiento nominal de 30 cm como mínimo, no se diferencia de este valor en más de la tolerancia establecida. A continuación, un desplazamiento inverso de la misma magnitud deberá devolver la camilla a la posición original, también sin separarse de ella en más de lo especificado por dicha tolerancia.</p> <p>Para equipos helicoidales, este parámetro se puede determinar utilizando un bloque rectangular de metacrilato (p.e. 20 cm) que contenga dos marcas radioopacas, separadas por una distancia conocida. Se sitúan sobre la camilla, tanto el bloque como el peso equivalente al paciente. Se planifica una exploración helicoidal que empiece en la primera marca y finalice en la última. Las marcas se deberán ver claramente en las imágenes primera y última del estudio.</p>

TC003.- Espesor efectivo de corte

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Valor medido $< s \pm 1$ mm si $s \geq 2$ mm; valor medido $< s \pm 50\%$ si $s < 2$ mm ("s" es el espesor nominal de corte) o según las especificaciones del fabricante
Material	Maniquí con escala o maniquí con rampa de aluminio o cobre. Se puede hacer también con "escaleras" de plástico que endurecen menos el haz
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min/espesor de corte Personal Técnico/Experto
Antecedentes	Gagne, 1989; AAPM, 1993; Brooks, 1977; IEC, 1994c
Observaciones	<p>En esquema, el procedimiento a seguir es: 1) Obtención de una imagen del objeto de prueba con el algoritmo de reconstrucción apropiado. 2) Determinación sobre la imagen - mediante la selección del nivel y anchura de la ventana apropiados - del perfil de sensibilidad o de los valores del número TC del fondo, máximo en la rampa y mitad del máximo, respectivamente. 3) Estimación - por los procedimientos accesibles del equipo - de la anchura a media altura ("FWHM") del perfil. En bastantes casos el propio equipo dispone de métodos automáticos de evaluación. También es posible utilizar un maniquí con una escala adecuada utilizando la metodología especificada por el fabricante del maniquí.</p>

TC004.- Espesor de radiación

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Placas desnudas de terapia y microdensitómetro
Frecuencia	Inicial T. estimado 20 min Personal Experto
Antecedentes	IEC 60601-2-44:1999, Ed.1
Observaciones	La medida de los espesores de radiación, para todos los espesores nominales de corte, da un medida directa del funcionamiento de la colimación pre-paciente del haz. El espesor de radiación se determinará como la anchura a mitad de altura del perfil de densidades ópticas.

TC005.- Avance de la camilla entre cortes

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Valor medido $< s \pm 1 \text{ mm}$ si $s \geq 2 \text{ mm}$; Valor medido $< s \pm 50\%$ si $s < 2 \text{ mm}$
Material	Maniquí con rampa de aluminio o cobre. Se puede hacer también con "escaleras" de plástico que endurecen menos el haz o con placas de exposición directa
Periodicidad	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min/espesor de corte
Personal	Técnico/Experto
Antecedentes	Gagne, 1989; AAPM, 1993; Brooks, 1977; IEC, 1994c
Observaciones	En esquema, el procedimiento a seguir es: 1) Obtención de una imagen del objeto de prueba con el algoritmo de reconstrucción apropiado. 2) Avance de la camilla en un incremento igual al espesor de corte y obtención de una nueva imagen con idéntico procedimiento. 3) Adición de las dos imágenes obtenidas o, mejor aún, obtención de la imagen promedio de ambas. 4) Determinación sobre esta imagen aditiva - mediante la selección del nivel y anchura de la ventana apropiados - del perfil de sensibilidad conjunto o de los valores del número TC del fondo, máximo en cada una de las partes de la imagen y mitad de cada uno de los máximos, respectivamente. 5) Estimación - por los procedimientos accesibles del equipo - de la anchura a media altura ("FWHM") del conjunto de los dos perfiles y de cada uno de ellos, para estimar el avance real de la camilla entre cortes.

TC006.- Coincidencia de los indicadores luminosos con el haz de radiación

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	$\leq \pm 2 \text{ mm}$
Material	Película radiográfica con un soporte rectangular plano. Bolígrafo de punta fina u otro instrumento punzante para perforar en la línea de proyección de la luz.
Periodicidad	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b; Moores, 1987; AAPM, 1993
Observaciones	Los equipos de TC disponen siempre de un indicador luminoso directo (interno) de la posición en que se va a producir la incidencia del haz de radiación. Con frecuencia disponen de un segundo indicador externo, a una distancia prefijada, que permite seleccionar la posición del corte axial con relación a referencias anatómicas superficiales antes de introducir la zona a explorar del paciente en el interior del estativo. Deberá comprobarse la exactitud de uno y otro independientemente. Para esta prueba deberá utilizarse el espesor de corte más pequeño disponible y puede hacerse simultáneamente con TC001

TC007.- Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$\leq \pm 2 \text{ mm}$
Material	Maniquí con marcas externas o estructuras internas reconocibles en la imagen (pueden ser hilos metálicos adheridos a la superficie de un maniquí homogéneo)
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b; Moores, 1987; AAPM, 1993
Observaciones	En la práctica habitual, la posición de un corte axial o el inicio de una serie de cortes o de un barrido helicoidal se seleccionan a partir de un topograma (o "scout view"). Mediante esta prueba se pretende comprobar si la selección basada en dicho procedimiento produce correctamente el

inicio del barrido en la posición deseada. Para ello se toma un topograma del maniquí y sobre su imagen se programa un corte axial sobre una estructura reconocible en el maniquí. La imagen del corte resultante deberá contener la estructura en cuestión con un error menor que la tolerancia correspondiente.

TC008.- Exactitud del ángulo de inclinación del estativo

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	$\leq \pm 1^\circ$		
Material	Película radiográfica sobre un soporte vertical. Bolígrafo de punta fina u otro instrumento punzante para perforar en la línea de proyección de la luz. Medidor de ángulos		
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b; Moores, 1987; AAPM, 1993		
Observaciones	La exactitud del indicador del ángulo de inclinación del estativo se puede verificar haciendo tres cortes sobre una película radiográfica vertical, uno a 0° , otro a la máxima inclinación positiva y un tercero a la máxima inclinación negativa., habiendo previamente en cada uno de ellos marcado la línea definida por el indicador luminoso lateral.		

5.2 Tiempo de exposición y corriente

TC009.- Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y con la corriente

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Coeficiente de linealidad $< 0,1$		
Material	Cámara de ionización		
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes			
Observaciones	En la mayoría de los casos no se precisa comprobar la exactitud ni del tiempo de corte ni de la corriente. Si puede ser conveniente verificar la proporcionalidad, en todo el intervalo de utilización, entre los valores nominales de uno y otro parámetro y las dosis medidas en una cámara situada en el isocentro del estativo, bien en aire o bien en el interior de un maniquí de PMMA.		

5.3 Calidad del haz

TC0010.- Exactitud y reproducibilidad de la tensión

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Exactitud $< 4 \%$ (entre 80 y 140 kV _p) Reproducibilidad $< 2 \%$		
Material	Kilovoltímetro específico para TC		
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes			
Observaciones	La verificación de la tensión de pico obliga normalmente a mantener fija la posición del tubo durante el disparo. Esto es posible en modo topograma o en algún modo de servicio. Además se precisa un kilovoltímetro específico con un sensor de características adecuadas para adaptarse a un haz estrecho como el que produce un TC. Las variaciones en la tensión suelen producir cambios apreciables en la calidad de la imagen y en la linealidad del número TC, por lo que esta prueba puede sustituirse por una evaluación indirecta.		

TC011.-Energía efectiva del haz

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	A determinar en cada caso		
Material	Maniquí con cilindros de diferentes plásticos (con coeficientes de atenuación lineal conocidos) en agua		
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Experto
Antecedentes	McCullough, 1976; Millner, 1978; White and Speller, 1980; Judy and Adler, 1980; Nasil, 1989		
Observaciones	La energía efectiva del haz se estima como el valor de energía que hace máximo el coeficiente de correlación del ajuste del número TC en función del coeficiente de atenuación. El valor habitual es de unos 70 keV. La comprobación de la energía efectiva es importante si el equipo de TC se emplea para tratamientos de radioterapia o en análisis cuantitativo.		

5.4 Calidad de imagen

TC012.- Ruido de la imagen

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según las especificaciones del fabricante, pero siempre $\leq 0,5\%$		
Material	Maniquí cilíndrico uniforme (de agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm. Si el equipo se dedica frecuentemente a exploraciones de cabeza, es conveniente añadir un anillo externo de unos 5 mm de espesor de material equivalente a hueso cortical (teflón, por ejemplo).		
Periodicidad	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b, AAPM, 1993		
Observaciones	Se estima la desviación típica (σ) para una región de interés (ROI) con no menos de 100 celdillas o "pixels" en la zona central (círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro). Es frecuente expresar la desviación típica (estimada en unidades Hounsfield, UH) como porcentaje relativo a la escala absoluta de dichas unidades. Para ello se divide la desviación típica por la diferencia entre el número TC del agua y el del aire (normalmente, 1000) y se multiplica por 100 para expresarlo en porcentaje. Puesto que los resultados dependen de las condiciones de medida, es obligado detallar éstas al especificar el valor obtenido.		

TC013.- Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	—		
Material	Maniquí cilíndrico uniforme (de agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm, con objetos metálicos en su interior.		
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes			
Observaciones	Deberá evaluarse siempre alguna imagen de un maniquí uniforme, con inserciones de alta atenuación en su interior, para tratar de identificar la presencia de eventuales artefactos de imagen (rayas, bandas, anillos, etc.). Conviene ampliar el análisis a imágenes tomadas sobre pacientes.		

TC014.- Valor medio del número TC

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	El valor medio del número TC en la región central de un corte efectuado a un maniquí de agua deberá ser 0 ± 4 UH (unidades Hounsfield) El valor medio del número TC en la región central de un corte realizado en aire deberá ser -1000 ± 4 UH		
Material	Maniquí cilíndrico uniforme (de agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm		
Periodicidad	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	HPA, 1981b		
Observaciones	Valor medio del número TC para una ROI con no menos de 100 celdillas o "pixels" en la zona central (círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro). La verificación de este parámetro deberá		

realizarse con mayor frecuencia si se emplea el equipo en análisis cuantitativo.

TC015.- Uniformidad espacial del número TC

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Los números TC en cualquier región de un corte efectuado a un maniquí de agua deben diferenciarse entre sí en menos de ± 5 UH
Material	Maniquí cilíndrico uniforme (de agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm. También se puede utilizar un maniquí de sección elíptica (con diámetros de 30 y 20 cm) que reproduce mejor la sección transversal del tronco humano.
Periodicidad	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Hemmingsson, 1983; AAPM, 1993
Observaciones	Se seleccionarán cuatro ROI's (círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro) en la periferia, a 1 cm del borde, además de otra más en el centro de la imagen. Se comparan los valores medios del número TC en dichas zonas. Las diferencias máximas observadas no deben superar la tolerancia indicada. Puede incluirse en este apartado la verificación de la constancia temporal.

TC016.- Linealidad y escala de contraste

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Según las especificaciones del fabricante
Material	Maniquí con cilindros de diferentes plásticos (con coeficientes de atenuación lineal conocidos) en agua
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Técnico
Antecedentes	McCullough, 1976; Millner, 1978; White and Speller, 1980; Judy and Adler, 1980; Nosil, 1989
Observaciones	Se representan los valores medios del número TC en función del coeficiente de atenuación para cada material. Se obtiene así un conjunto de puntos por los que deberá pasar una recta. La inversa de la pendiente de dicha recta es la escala de contraste, es decir, la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número TC. Aparentemente, para obtener la pendiente de la recta de ajuste o la escala de contraste, habría que conocer en la práctica el valor de la energía efectiva del haz; sin embargo, la escala de contraste se determina con los valores medios de número TC y el coeficiente de atenuación para metacrilato y agua, puesto que la diferencia entre ambos coeficientes de atenuación lineal es casi independiente de la energía entre 60 y 80 keV.

TC017.- Resolución a bajo contraste (Resolución de contraste)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Según las especificaciones del fabricante
Material	Maniquí de un material dado, conteniendo objetos de tamaño variable construidos con otro material de similar, aunque distinto, coeficiente de atenuación.
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto (Equipo multidisciplinar: técnico RD, radiólogo y especialista en control calidad)
Antecedentes	Hendee, 1985; HPA, 1981b; Perry, 1989
Observaciones	La detectabilidad a bajo contraste depende fuertemente del ruido (dosis y espesor de corte) y del filtro de reconstrucción empleado. Los métodos usados habitualmente para su determinación presentan una componente subjetiva importante. Suele expresarse como el diámetro mínimo observable, para un contraste dado, en condiciones favorables. A veces, por el contrario, se expresa en función del mínimo contraste detectable para un tamaño de objeto prefijado. El análisis más completo, que algunos maniqués permiten, pasa por la determinación de curvas contraste-detalle.

TC018.- Resolución a alto contraste (Resolución espacial)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Según las especificaciones del fabricante
Material	Maniquí de resolución espacial. Contiene una serie de cilindros de alto contraste (diferencias con el medio superiores a 100 números TC) alineados en grupos de diámetro decreciente. Cada grupo consta de unos cilindros (5 ó 6) de igual diámetro, alineados y separados entre sí por un diámetro.

Alternativamente, maniquí con inserción de láminas con pares de líneas de tamaño decreciente o maniquí con un hilo o una lámina muy delgada de metal o con un borde neto de separación entre metacrilato y agua.

Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Experto/Técnico
Antecedentes	HPA., 1981b; AAPM, 1993; Judy, 1976; Schneiders and Bushong, 1978; Droege and Morin, 1982; Droege, 1983; Cunningham and Fenster, 1987; Tosi and Torresin, 1993		
Observaciones	La resolución se obtiene a partir del grupo de menor diámetro o del grupo de pares de líneas más finas cuyos componentes puedan ser identificados con un grado aceptable de separación y sin distorsión. El método es razonablemente objetivo si se elige para el análisis una anchura de ventana muy pequeña (próxima a 1) y se va moviendo el nivel en valores cercanos al máximo de los objetos o líneas de alta atenuación. Un método alternativo y, en principio, más riguroso, pasa por la determinación de la función de transferencia de modulación (MTF). Hay diferentes métodos para determinar la MTF del sistema. Si bien en algunos equipos hay objetos de prueba y "software" proporcionados por el fabricante, en otros casos hay que extraer la información numérica del equipo de TC y tratarla, por lo que dicha determinación debería efectuarse en equipo, contando además con información del fabricante. Los procedimientos más utilizados consisten en la obtención de la imagen de un borde o de un hilo delgado para obtener la MTF a partir de la función de impulso. En algunos casos se realizan ajustes a funciones analíticas para facilitar el cálculo de la derivada de la función de borde y de la transformada de Fourier de la función de impulso.		

5.5 Dosimetría

TC019.- Índice de dosis en TC (CTDI)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Los valores medidos del índice de dosis en TC (CTDI) en un sólo corte no se deben desviar en más de $\pm 20\%$ del valor de referencia
Material	Maniquí específico y equipo de medida de dosis, que puede incluir cámara de tipo "lápiz" y electrómetro, o sistema de dosimetría por termoluminiscencia (TL)
Periodicidad	Anual / Inicial, tras cambios
Antecedentes	T. estimado 20 min Personal Técnico/ Experto Shope, 1981; Spokas, 1982; Suzuki, 1978; DHHS, 1984; Rothenberg and Pentlow, 1992; AAPM, 1993; IEC, 1994c; IAEA, 1994
Observaciones	También se puede determinar otra magnitud dosimétrica, la dosis promedio para barridos múltiples (MSAD), que se define de manera similar. Si se quiere utilizar este parámetro como indicador dosimétrico de pacientes, se medirá en el centro del maniquí y en, al menos, cuatro posiciones sobre el plano de corte (normalmente se recomiendan los cuatro "cuartos horarios" a 1 cm del borde del maniquí) calculando el índice de dosis en TC normalizado ponderado, $nCTDI_w$. Se recomienda utilizar maniqués cilíndricos de metacrilato de diámetros 16 cm (técnicas de cráneo) y 32 cm (técnicas de tronco) y altura superior a la longitud activa del detector utilizado en las medidas. También pueden realizarse las medidas mediante dosímetros de TL insertados adecuadamente en un contenedor cilíndrico. Se puede obtener una dosis relativa en equipos helicoidales irradiando la longitud total de la cámara en aire, primeramente en modo axial con cortes contiguos, y en segundo lugar en modo helicoidal con paso de hélice ("pitch") 1. La razón entre ambos valores da un factor de corrección para convertir CTDI axial en helicoidal. Irradiando la cámara para distintos pasos de hélice se puede estimar la variación de la dosis con este parámetro.

6. SISTEMAS DE REGISTRO, VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMAGEN

En esta sección se incluyen los parámetros de control de los negatoscopios, cuartos oscuros, almacenes de películas, procesadoras, cartulinas intensificadoras y chasis, para equipos de grafía convencional y de mamografía. Se trata también sobre los monitores de visualización, las cámaras multiformato, tanto analógicas como láser (húmedas y secas), los digitalizadores de películas y los PACS.

En la Tabla VI.1 se presentan los parámetros esenciales de los sistemas convencionales de registro y visualización para equipos de grafía y en la VI.2 los parámetros complementarios de los mismos equipos. En la Tabla VI.3 aparecen los parámetros esenciales de los sistemas de registro y visualización para equipos de mamografía y en la Tabla VI.4 los complementarios de estos sistemas. En la Tabla VI.5 se ven los parámetros esenciales de los monitores de visualización y en la VI.6 los complementarios. Las Tablas VI.7 y VI.8 contienen los parámetros esenciales de las cámaras multiformato y de los digitalizadores de películas respectivamente.

Se incluyen, también, los controles correspondientes a los sistemas digitales de registro. El nombre de radiología digital se usa en general para describir aquellas técnicas que recogen la información de una exploración con rayos X mediante señales electrónicas. La radiografía convencional con combinación cartulina-película utiliza la película radiográfica como registro convirtiendo la luz de la cartulina de refuerzo en una imagen latente que se visualiza, tras el proceso de revelado, sobre un negatoscopio. Cualquier sistema que recoja la información mediante una señal eléctrica elimina la necesidad de tener la película como soporte de registro. Ello implica una separación real del proceso de captura de la imagen con respecto a su posterior visualización, lo que permite la transmisión y el almacenamiento de la imagen original así como su manipulación con el objeto de mejorar la calidad final de la misma.

Aunque cada detector digital tiene sus propias características, existen una serie de aspectos que los diferencian de los sistemas convencionales:

a) Latitud

El intervalo de exposiciones al que responde cualquier detector digital es muchísimo mayor (de entre 4 y 5 órdenes de magnitud) que cualquier combinación cartulina-película. Además el sistema puede usarse en un margen amplio de exposiciones lo que lo convierte en extremadamente útil en aquellas exploraciones en las que sea difícil controlar la exposición (radiografía con equipos portátiles, radiología pediátrica, etc.). De este modo, con un procesado adecuado de la imagen es posible evitar repeticiones de imágenes, más frecuentes en el sistema convencional.

b) Dosis

La dosis necesaria en cualquier sistema radiográfico depende de la capacidad del mismo de absorber y convertir los rayos X incidentes en una señal útil (densidad óptica, corriente eléctrica, etc.). Los sistemas de radiografía digital no son, en principio, sistemas que requieran menos dosis que la combinación cartulina-película. De hecho, algunas combinaciones de cartulina-película necesitan dosis menores debido a su alta

capacidad de absorción de rayos X. En el caso de los sistemas digitales la dosis no está determinada por el sistema, sino por el ruido que el radiólogo esté dispuesto a aceptar en la imagen. No debe olvidarse que al reducir la dosis, el moteado cuántico se incrementa.

c) Calidad de imagen

La propia naturaleza digital del proceso de lectura de los detectores digitales produce una limitación en la función de transferencia de modulación (MTF): la reducción de la imagen a un cierto número de píxeles de mayor o menor tamaño limita la frecuencia espacial máxima que el sistema puede reproducir. Frente a esto, un sistema digital tiene ciertas ventajas sobre un sistema convencional como son:

- Post-procesado de la imagen. Debido a que los procesos de captura y visualización son independientes, es posible manipular la imagen para optimizar los datos obtenidos (realce de bordes, variación de la relación densidad-contraste, etc.)
- Transmisión, visualización y almacenamiento de la imagen original.

Dado que un equipo de radiografía digital es en esencia un sistema de adquisición de imágenes de rayos X, los parámetros relativos al equipo que produce el haz de rayos X hasta que éste alcanza el detector son los correspondientes a los equipos convencionales de grafía que sean aplicables. Por otra parte la visualización de la imagen se va a realizar sobre un monitor o sobre una película obtenida con una impresora láser por lo que en el control de calidad de un equipo de estas características deben estar incluidos los correspondientes parámetros de estos sistemas.

Sin embargo hay un punto en el que hay que insistir y que viene determinado por el amplio rango dinámico que presenta un sistema digital. En la radiografía convencional el indicador primario de utilización de una técnica incorrecta es la propia radiografía, que puede obtenerse subexpuesta o sobreexpuesta. Sin embargo este indicador no es, en general, válido con los sistemas de radiografía digital debido a la ecualización de la densidad que todos ellos realizan, con lo que una sobreexposición puede no bajar la calidad de imagen, más bien al contrario. Si no se llega al límite del rango dinámico del sistema la imagen tendrá una mejor calidad debido a la disminución del moteado o ruido cuántico.

Es necesaria entonces una buena formación de los operadores para evitar un aumento significativo de la dosis suministrada a los pacientes. Asimismo debe insistirse en la necesidad de que todos estos equipos dispongan de exposimetría automática correctamente ajustada de modo que las dosis puedan ser similares a las obtenidas con un sistema convencional de cartulina-película (habitualmente de velocidad 400). Deben realizarse verificaciones periódicas y relativamente frecuentes del sistema de exposimetría automática ya que un desajuste del mismo no sería detectado en la imagen. Este control de calidad del sistema de exposimetría ya no debe hacerse en valores de densidad óptica en película sino en valores de dosis al fósforo. La mayor parte de los equipos de radiografía computarizada (CR) incorporan lo que denominan un factor de exposición en la imagen (promedio de los valores de pixel) que está relacionado con la exposición que ha recibido el fósforo fotoestimulable. Sería deseable que todos los sistemas digitales tuvieran este tipo de indicador para detectar aquellas radiografías que han sido realizadas con un valor injustificablemente alto de dosis a la placa de fósforo. De todos modos una solución mejor sería la de exigir a todos los equipos la incorporación de una cámara de transmisión (u otro sistema análogo) en el colimador del tubo de rayos X y cuya medida del producto dosis-área se incorpore automáti-

camente a los datos del paciente que van junto con la imagen.

En la Tabla VI.9 se presentan los parámetros esenciales para el control de calidad de los sistemas digitales de registro y en la Tabla VI.10 los complementarios.

Finalmente, los parámetros esenciales y complementarios de los PACS se resumen en las Tablas VI.11 y VI.12 respectivamente.

Tabla VI.1 Parámetros ESENCIALES de los sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento para equipos de grafía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
NEGATOSCOPIOS					
					30
RV001 (pg 108)	Inspección visual	Apreciación visual	Anual	5	
RV002 (pg 108)	Brillo	> 1700 cd/m ² (> 2000 cd/m ² recomendado)	Anual / Inicial y cambios	10	
RV003 (pg 108)	Uniformidad del brillo	Desviación < ± 15% para negat. de un mismo banco g* ≥ 70% en un negat. con bordes < 50 cm g ≥ 85% en un negat. con algún borde > 50 cm	Anual / Inicial y cambios	15	
CUARTOS OSCUROS					
					25
RV008 (pg 110)	Estanqueidad a la luz blanca	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	15	
RV009 (pg 111)	Efectividad de las luces de seguridad y de los filtros	Aumentos de DO** < 0,05 durante 1 min a 1 m Potencia (bombillas convencionales) ≤ 15 W	Anual / Inicial y cambios	10	
ALMACENES DE PELÍCULAS					
					30
RV012 (pg 111)	Nivel de radiación	< 20 µGy/semana	Anual / Inicial y cambios	30	
CARTULINAS Y CHASIS					
					40
RV015 (pg 112)	Inspección visual, identificación y limpieza	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
RV016 (pg 112)	Constancia y reproducibilidad de la velocidad relativa de la combinación cartulina-película	Según especific. del fabricante para cartulinas nuevas Desviación < ± 20 % para cartulinas usadas	Anual / Inicial y cambios	15	
RV018 (pg 113)	Contacto cartulina-película	Apreciación visual	Anual	15	
PROCESADORAS					
					20
RV020 (pg 114)	Sensitometría: Base + velo Indicadores de velocidad y de contraste	≤ 0,3 DO (0,2 DO recomendado) Desviación ≤ ± 0,15 DO	Diaria / Inicial y cambios	20	
RV023 (pg 115)	Artefactos debidos a la procesadora	Imágenes sin artefactos	—	—	

* g = homogeneidad (razón entre la iluminación del punto de medida y la del punto central)

** DO = densidad óptica (incluye la base más el velo)

Tabla VI.2 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento para equipos de grafía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
<i>NEGATOSCOPIOS</i>					
RV004 (pg 109)	Iluminación ambiental	≤ 50 lx	Anual / Inicial y cambios	5	5
<i>CUARTOS OSCUROS</i>					
RV005 (pg 110)	Temperatura	20-25 °C (especificaciones del fabricante)	Trimestral	5	5
RV006 (pg 110)	Humedad	40-60 % (especificaciones del fabricante)	Trimestral	10	10
RV007 (pg 110)	Nivel de radiación	< 20 µGy/semana	Anual / Inicial y cambios	30	30
<i>ALMACENES DE PELÍCULAS</i>					
RV010 (pg 111)	Temperatura	20-25 °C (especificaciones del fabricante)	Trimestral	5	5
RV011 (pg 111)	Humedad	40-60 % (especificaciones del fabricante)	Trimestral	10	10
RV013 (pg 112)	Colocación apropiada de las cajas de películas	Posición vertical	Inicial y cambios	15	15
RV014 (pg 112)	Seguimiento de la calidad de las distintas partidas de películas	Según especificaciones del fabricante	Inicial y cambios	15*	15*
<i>CARTULINAS Y CHASIS</i>					
RV017 (pg 113)	Hermeticidad de los chasis	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	10
<i>PROCESADORAS</i>					
RV019 (pg 114)	Temperatura de procesado	Desviación < ± 0,5 °C	Diaria / Inicial y cambios	10	10
RV021 (pg 114)	Actividad de procesado	Desviación del pH ≤ ± 0,5	Inicial y cambios	15	15
RV022 (pg 115)	Tiempo total de procesado	Desviación < ± 3%	Inicial y cambios	10	10

* Por muestreo

Tabla VI.3 Parámetros ESENCIALES de los sistemas convencionales de registro y visualización para equipos de mamografía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
NEGATOSCOPIOS					
RV024 (pg 115)	Inspección visual	Apreciación visual	Anual	5	10
RV025 (pg 115)	Brillo	2000 – 6000 cd/m ²	Anual / Inicial y cambios	10	
RV026 (pg 116)	Uniformidad del brillo	# ± 30 % en un mismo negatoscopio # ± 15 % entre distintos megatoscopios	Anual / Inicial y cambios	15	
RV027 (pg 116)	Iluminación ambiental	# 50 lux	Anual / Inicial y cambios	5	
CARTULINAS Y CHASIS					
RV028 (pg 116)	Contacto cartulina-película. Artefactos debidos a las cartulinas	Sin áreas de contacto defectuoso	Anual / Inicial y cambios	5	2.5
RV029 (pg 117)	Diferencias de sensibilidad entre las cartulinas y de atenuación entre los chasis: Máxima diferencia de densidad óptica con respecto al valor medio Intervalo de exposiciones entre todos los chasis	≤ ± 0,2 DO* ≤ 5 %	Anual / Inicial y cambios	5	
PROCESADORAS					
RV032 (pg 117)	Sensitometría: Base + velo Indicadores de velocidad y de contraste Gradiente medio	≤ 0,25 DO (0,22 DO recomendado) Desviación ≤ ± 0,1 DO > 2,8	Diaria / Inicial y cambios	20	
RV035 (pg 118)	Artefactos debidos a la procesadora *DO = Densidad óptica (incluye la base más el velo)	Imágenes sin artefactos	Diaria / Inicial y cambios	5	

Tabla VI.4 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
CARTULINAS Y CHASIS					
RV030 (pg 117)	Hermeticidad de los chasis	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	10
PROCESADORA S					
RV031 (pg 117)	Temperatura de procesado	Desviación ≤ ± 0,2 °C	Inicial y cambios	10	
RV033 (pg 118)	Actividad de procesado	Desviación del pH ≤ ± 0,5	Mensual	15	
RV034 (pg 118)	Tiempo total de procesado	Desviación ≤ ± 5 %	Inicial y cambios	10	

Tabla VI.5 Parámetros ESENCIALES de los monitores de visualización

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
MONITORES DE VISUALIZACIÓN					
RV036 (pg 119)	Representación de la curva característica del monitor	—	Anual / Inicial y cambios	15	100
RV037 (pg 119)	Iluminación ambiental	$L^*_{\text{blanco}}/L_{\text{ambiental}} = 100$ en monitores de diagnóstico 40 en monitores de visualización	Anual / Inicial y cambios	10	
RV038 (pg 119)	Ajuste del contraste y del brillo	5 %	Anual (visualización) Semestral (diagnóstico)	10	
RV039 (pg 120)	Niveles extremos de brillo	25 % para el cuadro negro 20 % para el cuadro blanco	Semestral/ Inicial y cambios	10	
RV040 (pg 120)	Máximo brillo	Según especificaciones del fabricante	Semestral	10	
RV041 (pg 120)	Resolución espacial de alto y bajo contraste	Según especificaciones del fabricante	Semestral / Inicial y cambios	10	
RV042 (pg 120)	Tamaño de la imagen y distorsión	Desviación $\leq \pm 5$ % en tamaño Distorsión integral ≤ 5 %	Semestral / Inicial y cambios	10	
RV043 (pg 120)	Reproducibilidad temporal del brillo	Desviación $\leq \pm 25$ %	Semestral / Inicial y cambios	15	
RV044 (pg 121)	Uniformidad espacial del brillo	70 % para monitores de diagnóstico 65 % para monitores de visualización	Semestral / Inicial y cambios	10	

* L = Iluminación

Tabla VI.6 Parámetros COMPLEMENTARIOS de los monitores de visualización

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
MONITORES DE VISUALIZACIÓN					
RV045 (pg 121)	Índice de velo luminoso	0 – 3 %	Anual y cambios	10	10

Tabla VI.7. Parámetros ESENCIALES de las cámaras multiformato

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
ANALÓGICAS Y LÁSER					
RV046 (pg 122)	Distorsión geométrica	Distorsión integral $\leq 5\%$	Anual / Inicial y cambios	15	85
RV047 (pg 122)	Relación de aspecto	$\leq 1\%$	Anual / Inicial y cambios	10	
RV048 (pg 122)	Uniformidad de la imagen	Desviación $\leq \pm 0,05$ DO*	Anual / Inicial y cambios	15	
RV049 (pg 122)	Resolución de alto y bajo contraste	Visualización nítida del patrón de alto y bajo contraste	Semestral / Inicial y cambios	15	
RV050 (pg 122)	Sensibilidad de contraste	Apreciar diferencias visualmente	Semestral / Inicial y cambios	10	
RV051 (pg 123)	Escala de grises	$\pm 0,1 - 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios	20	

* DO = Densidad óptica (incluye la base más el velo)

Tabla VI.8 Parámetros ESENCIALES de los digitalizadores de películas

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
DIGITALIZADORES DE PELÍCULAS					
RV052 (pg 123)	Rendimiento densitométrico (escala de grises)	Exactitud $\leq \pm 5\%$ Reproducibilidad $\leq 5\%$	Semestral / Inicial y cambios	20	65
RV053 (pg 123)	Uniformidad de la imagen	Desviación $\leq \pm 5\%$	Semestral / Inicial y cambios	15	
RV054 (pg 124)	Exactitud geométrica	Desviación $\leq \pm 5\%$	Anual / Inicial y cambios	15	
RV055 (pg 124)	Resolución de alto y bajo contraste	Visualización nítida de los patrones de alto y bajo contraste	Anual / Inicial y cambios	15	

Tabla VI.9. Parámetros ESENCIALES de los sistemas digitales de registro

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA					
RV056 (pg 125)	Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
RV057 (pg 125)	Artefactos sin exposición de los fósforos	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
RV058 (pg 125)	Hermeticidad de los chasis	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
RADIOGRAFÍA DIRECTA					
RV062 (pg 127)	Remanencia de imagen previa	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	30	
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA Y DIRECTA					
RV064 (pg 127)	Uniformidad de la imagen	Desviación $\leq \pm 5\%$ en un mismo fósforo y $\leq \pm 10\%$ entre fósforos	Anual / Inicial y cambios	20	
RV066 (pg 128)	Linealidad del sistema, sensibilidad o respuesta sensitométrica	Según especificaciones del fabricante	Semestral /Inicial y cambios	30	
RV067 (pg 128)	Ruido	Según especificaciones del fabricante	Semestral /Inicial y cambios	30	
RV069 (pg 130)	Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle	Según especificaciones del fabricante	Semestral /Inicial y cambios	30	
RV070 (pg 130)	Límite de resolución de alto contraste	Según especificaciones del fabricante	Semestral /Inicial y cambios	15	

Tabla VI.10. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los sistemas digitales de registro

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA					
RV059 (pg 126)	Efectividad del ciclo de borrado de los fósforos	Apreciación visual	Anual / Inicial y cambios	10	
RV060 (pg 126)	Desvanecimiento de la imagen latente	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20	
RV061 (pg 126)	Linealidad espacial	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20	
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA Y DIRECTA					
RV063 (pg 127)	Ajuste de la densidad óptica Reproducibilidad	1,1 – 1,4 DO* ≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios	15	
RV065 (pg 128)	Tamaño de campo y exactitud geométrica	Desviación $\leq \pm 5$ %	Anual / Inicial y cambios	20	
RV068 (pg 129)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	Según especificaciones del fabricante	Semestral / Inicial y cambios	30	
RV071 (pg 130)	Uniformidad de la resolución	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	15	
RV072 (pg 130)	Artefactos en la imagen	Apreciación visual	Semestral / Inicial y cambios	10	

* DO = Densidad óptica (incluye la base más el velo)

Tabla VI.11. Parámetros ESENCIALES de los PACS

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
<i>PACS</i>					
RV075 (pg 132)	Verificación de compresión y transmisión de imágenes	—	Anual / Inicial y cambios	120	120

Tabla VI.12. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los PACS

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia	Tiempo (min)	
				Parcial	Total
<i>PACS</i>					
RV073 (pg 131)	Verificación de la integridad de las cabeceras DICOM	Según especificaciones del fabricante	Inicial	120	
RV074 (pg 131)	Verificación de la recepción de estudios en el PACS	Todas las imágenes enviadas por cada modalidad	Inicial y cambios	120	

6.1 Sistemas convencionales de registro, visualización y almacenamiento en equipos de grafía

6.1.1 Negatoscopios

RV001.- Inspección visual

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Apreciación visual		
Material	Ninguno		
Frecuencia	Anual	T. estimado 5 min	Personal Técnico
Antecedentes	BIR, 1988		
Observaciones	Se recomienda abrir un inventario de los negatoscopios del centro, asignando un código a cada uno para facilitar su localización y gestión. Se debería etiquetar cada negatoscopio con su código. Se anotarán su ubicación y antigüedad. Se valorará de forma rápida la necesidad de sustituir tubos fluorescentes defectuosos anotando falta de limpieza, color de los tubos, vibraciones, etc.		

RV002.- Brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	En negatoscopios para radiología general el brillo deberá ser $> 1700 \text{ cd/m}^2$		
Material	Luxómetro (preferentemente calibrado en cd/m^2)		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	EUR, 1990; DIN 6856-1		
Observaciones	El valor mínimo recomendado es de 2000 cd/m^2 . El brillo en el control de calidad se estima midiendo la iluminación (lx) en contacto con la superficie difusora en el centro del negatoscopio. Para expresar la magnitud brillo (cd/m^2) es preciso utilizar factores de calibración generalmente dependientes del fotómetro utilizado. La tolerancia de iluminación en el centro y en contacto con la superficie del negatoscopio equivalente a 1500 cd/m^2 es aproximadamente de 5000 lx. No obstante, es recomendable el uso de luxómetros calibrados en cd/m^2 . Se recomienda encender los negatoscopios 15 minutos antes de realizar las medidas.		

RV003.- Uniformidad del brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Se aplican sobre el valor de la homogeneidad, g, en forma de valores mínimos. Estos valores dependen del tamaño de los negatoscopios y de los puntos de medida y vienen expresados en el apartado Observaciones. Para cualquier pareja de negatoscopios de un mismo banco, la desviación deberá ser $< \pm 15 \%$		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min.	Personal Técnico
Material	Luxómetro.		
Antecedentes	EUR,1990; OMS,1984; ACMP,1986; DIN 6856-1; DIN 6856-2		
Observaciones	La homogeneidad, g, es la razón entre la iluminación, I_i , del punto de medida i ($i = 1, \dots$) y la iluminación en el punto central, M. Se observarán los siguientes puntos de medida en función del tamaño del negatoscopio: a) <i>Negatoscopios con uno o dos bordes $< 20 \text{ cm}$</i> En el caso de negatoscopios con una longitud b (o una altura h) de la superficie iluminada $< 20 \text{ cm}$, g viene determinada para dos puntos de medida. Estos puntos de medida se encuentran a una distancia c de los bordes adyacentes de la superficie iluminada. La distancia c corresponde a la mitad de la longitud del lado más corto. El valor mínimo de g para estos dos puntos no deberá ser inferior al 70%		

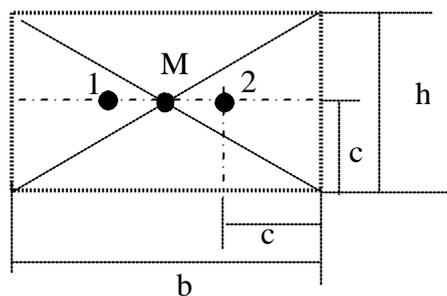


Figura 1. Puntos de medida para un negatoscopio con uno o dos bordes de longitud inferior a 20 cm (en este caso $c=1/2h$)

b) Negatoscopios con ambos bordes de longitud > 20 cm

En el caso de superficies iluminadas con una anchura y una altura > 20 cm, g viene determinada sobre 4 puntos de medida (puntos del 1 al 4 en la figura 2). Estos puntos se encuentran a una distancia de 8 cm de los dos bordes adyacentes de la superficie iluminada. El valor mínimo de g para estos puntos de medida (del 1 al 4) no deberá ser inferior al 70%.

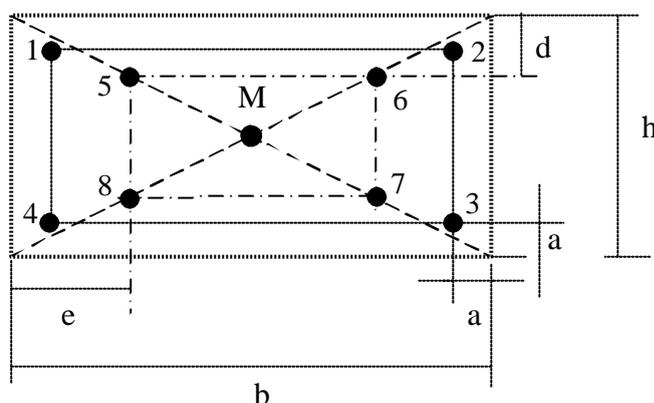


Figura 2. Negatoscopio con bordes de longitud > 20 cm (ver apartados b y c)

c) Negatoscopios con algún borde de longitud > 50 cm

En el caso de que alguno de los negatoscopios incluidos en el supuesto b) tuvieran alguno de los bordes de longitud mayor de 50 cm las medidas se efectuarán también sobre otros cuatro puntos adicionales (puntos del 5 al 8 en el gráfico 2). Estos puntos se encontrarán en las intersecciones de las paralelas a los bordes de la superficie iluminada a las distancias $d=1/4h$ y $e=1/4b$ (con un valor mínimo para d y e de 10 cm.). El valor mínimo de g para estos cuatro puntos de medida (del 5 al 8) no deberá ser inferior al 85%.

RV004.- Iluminación ambiental

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	≤ 50 lx
Material	Luxómetro
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	Moores, 1987
Observaciones	El valor de 50 lx es un valor de referencia a 1 m del negatoscopio estando éste apagado. Se sugiere que la iluminación ambiental no sea ni demasiado intensa (produce reflexiones sobre la superficie difusora) ni escasa (el negatoscopio producirá deslumbramientos).

6.1.2 Cuartos oscuros

RV005.- Temperatura

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	20-25° C (se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas)		
Material	Termómetro		
Frecuencia	Trimestral	T. estimado 5 min	Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	La prueba deberá ser ESENCIAL en el caso de que se constate que las películas permanecen en el cuarto oscuro durante intervalos prolongados de tiempo.		

RV006.- Humedad

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	40-60 % (se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas)		
Material	Higrómetro		
Frecuencia	Trimestral	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	NCRP, 1988		
Observaciones	Las mismas que RV005		

RV007.- Nivel de radiación

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	< 20 µGy/semana por encima del fondo		
Material	Dosímetros de área		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	Puede realizarse una dosimetría con lectura bimensual. La medida deberá ser ESENCIAL si existen paredes comunes a salas de RX. La tolerancia se asigna con carácter general; en el caso de películas con respuesta crítica a la radiación se seguirán las indicaciones del fabricante.		

RV008.- Estanqueidad a la luz blanca

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Apreciación visual		
Material	Ninguno		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico
Antecedentes	OMS, 1984; NCRP, 1988		
Observaciones	La prueba se realizará tras 5 min de acomodación a la oscuridad en el cuarto, buscando a continuación entradas de luz blanca por puertas, pasachasis, procesadora, etc. Es necesario iluminar todo lo posible los cuartos adyacentes antes de realizar la prueba.		

RV009.- Efectividad de las luces de seguridad y de los filtros

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El aumento de densidad óptica sobre una película expuesta con un sensitómetro no será superior a 0,05 DO en cualquier escalón tras un 1 min de exposición a la luz de seguridad (a 1 m de distancia). Pueden utilizarse también las tolerancias del fabricante del filtro. Se controlará que las luces de seguridad estén a un metro o más de las superficies de trabajo, bandejas de entrada de la procesadora, etc.; y que las bombillas de las luces de seguridad tengan una potencia ≤ 15 W si no son de bajo consumo.
Material	Película. Sensitómetro. Densitómetro.
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987
Observaciones	Deberá cuidarse la idoneidad de los filtros en función del tipo de película utilizada. Se utilizarán dos películas expuestas con el sensitómetro. Se procesará una en total oscuridad y la otra tras un minuto de exposición a la luz roja de seguridad a 1 metro de distancia de la misma. Se medirá la Densidad Óptica de cada uno de los escalones de ambas películas; sobre estos resultados se aplicará la tolerancia establecida. Se procurará eliminar las posibles entradas de luz del exterior, apagando las luces de los alrededores si fuera necesario.

6.1.3 Almacenes de películas

RV010.- Temperatura

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	20-25 °C (Se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas).
Material	Termómetro
Frecuencia	Trimestral T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987
Observaciones	Es preciso realizar medidas en diferentes estaciones y cuidar los cambios de condiciones ambientales por encendido o apagado de calefactores, etc.

RV011.- Humedad

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	40-60 % (se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas)
Frecuencia	Trimestral T. estimado 10 min Personal Técnico
Material	Higrómetro
Antecedentes	Moore, 1987
Observaciones	Los mismos comentarios que en RV010

RV012.- Nivel de radiación

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$< 20 \mu\text{Gy}$ /semana por encima del fondo.
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Técnico
Material	Dosímetros de área.
Antecedentes	Moore, 1987
Observaciones	Puede realizarse una dosimetría con lectura bimensual. La tolerancia se asigna con carácter general, en caso de películas con respuesta crítica a la radiación se seguirán las indicaciones del fabricante.

RV013.- Colocación apropiada de las cajas de películas

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Mantener en posición vertical		
Frecuencia	Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico/ Supervisor RD
Material	Ninguno		
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	Se deberá cuidar también que se realiza de forma correcta la salida de las películas por fechas de caducidad.		

RV014.- Seguimiento de la calidad de las distintas partidas de películas

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Procesadora controlada, densitómetro, sensitómetro y termómetro		
Frecuencia	Inicial, tras recepciones de partidas de películas con número de emulsión nuevo		
T. estimado	15 min por muestreo	Personal Experto	
Antecedentes			
Observaciones	Realizar sensitometrías de control en procesadoras optimizadas y comparar con tiras sensitométricas patrón. Establecer un sistema de muestreo en función de los diferentes tipos y número de emulsión. Si no se dispone de tiras sensitométricas patrón, realizar una doble sensitometría con las partidas antigua y nueva.		

6.1.4 Cartulinas y chasis

RV015.- Inspección visual, identificación y limpieza

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Apreciación visual		
Material	Material de limpieza recomendado por los fabricantes		
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	McKinney, 1988		
Observaciones	Es esencial implantar un sistema de identificación de chasis, mediante etiquetas o inscripciones con códigos o similares. Es igualmente recomendable que dicha identificación conste en una esquina de las cartulinas de refuerzo, de forma que en las películas aparezca el código del chasis con las que han sido expuestas. Igualmente deberá vigilarse que en el exterior del chasis conste siempre visible el modelo y tipo de cartulinas de refuerzo montadas en el interior.		

RV016.- Constancia y reproducibilidad de la velocidad relativa de la combinación cartulina-película

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante para cartulinas nuevas. Desviaciones de la velocidad $< \pm 20\%$ para cartulinas usadas, tanto entre chasis del mismo tipo y modelo como en la evolución temporal de cada chasis		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico/ Experto
Material	Película de referencia/ Cuña de aluminio.		
Antecedentes	Moore, 1987		
Observaciones	Esta prueba tiene un doble objetivo: a) controlar que los chasis de una instalación de igual tipo y modelo tengan una velocidad relativa similar (imágenes de DO similar para exposiciones iguales). b) controlar la evolución temporal de la velocidad relativa de una partida de chasis. Dado que es difícil garantizar estabilidad para una procesadora y un equipo de rayos X de un		

año a otro, es recomendable la existencia de un chasis de referencia para cada partida de chasis de un tipo y modelo dados. Este chasis quedará fuera de servicio. Anualmente se expondrá cada uno de los restantes chasis junto al de referencia (exposición simultánea de dos chasis: el de referencia y cada uno de los restantes). En estas exposiciones hay que evitar las consecuencias del efecto talón. Las desviaciones de DO de cada chasis respecto al de referencia no deben superar el 20%. El cumplimiento de esta tolerancia garantizará los dos objetivos de esta prueba. De no existir chasis de referencia se pueden comparar, para cada chasis, valores de DO obtenidos en años sucesivos. En este caso hay que ser muy cuidadoso en garantizar la reproducibilidad tanto del equipo de rayos X como de la reveladora; para ello pueden emplearse sistemas de medida de la dosis para los haces de rayos X y análisis de las curvas sensitométricas para las procesadoras. En este caso, si no fuera posible controlar la evolución temporal de los chasis, sí deberá al menos comprobarse la reproducibilidad entre chasis; no se aceptarán variaciones de velocidad relativa entre chasis superiores al 20%.

RV017.- Hermeticidad de los chasis

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Apreciación visual
Material Chasis a comprobar y película de control
Frecuencia Anual / Inicial , tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Técnico
Antecedentes Moores, 1987
Observaciones El procedimiento puede consistir en dejar chasis cargados y cerrados con películas en exposición a iluminación intensa. El parámetro se califica como complementario ya que en el trabajo rutinario suelen detectarse fácilmente este tipo de anomalías.

RV018.- Contacto cartulina-película

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Apreciación visual
Material Malla de cobre
Frecuencia Anual **T. estimado** 15 min **Personal** Técnico
Antecedentes Moores, 1987
Observaciones Sustituir el chasis en caso de contacto defectuoso. Los chasis deben colocarse sobre el tablero y no en su posición habitual bajo la rejilla.

6.1.5 *Procesadoras*

El procesado de las películas radiográficas es uno de los eslabones más frágiles de la cadena radiológica. Por un lado, la estabilidad de los procesos químicos es fácilmente alterable; por otra parte, pequeñas variaciones en el procesado pueden repercutir de forma negativa en la calidad final de las imágenes. Estos razonamientos justifican que el control de estos parámetros se deba realizar con una frecuencia diaria.

Varios factores pueden alterar el procesado de las películas: temperatura de los químicos, tiempo total de procesado, posibles contaminaciones de los químicos, tasa de regenerado de químicos nuevos procedentes de los depósitos mezcladores, etc. Controlar todos estos factores diariamente sería tedioso y muy costoso. Mucho más simple es la realización diaria de una sensitometría de control para la obtención de la curva característica de la película utilizada (prueba RV020). De esta curva pueden obtenerse tres indicadores fundamentales del procesado: índice de velocidad, índice de contraste y valor de la base más el velo. Aunque se ha catalogado como complementaria, se recomienda que a la sensitometría se acompañe la medida diaria de la temperatura del revelador, puesto que es relativamente sencilla y aporta

datos complementarios para la interpretación de la primera. Sólo en el caso de que se presenten variaciones importantes en alguno de los tres indicadores antes citados, se deberá averiguar la razón con la realización de las pruebas RV021 y RV022.

RV019.- Temperatura de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Desviación $< \pm 0,5$ °C respecto al valor señalado por el fabricante
Material	Termómetro digital o de alcohol
Frecuencia	Inicial, tras cambios y cuando los parámetros sensitométricos estén fuera de tolerancia
T. estimado	10 min Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987; IPEM, 1987
Observaciones	También puede controlarse la temperatura del fijador (la tolerancia es de ± 2 °C) y la temperatura del agua. Deberán realizarse ajustes iniciales de temperatura cuando se produzcan cambios en el tipo de película.

RV020.- Sensitometría: índice de velocidad, índice de contraste y base + velo

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Para la base más el velo, la densidad óptica deberá ser $\leq 0,3$ DO. Para los índices de velocidad y de contraste, la desviación con respecto a los valores de referencia deberá ser $\leq \pm 0,15$ DO.
Material	Sensitómetro, densitómetro y películas radiográficas
Frecuencia	Diaria / Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987; McKinney, 1988
Observaciones	Para la base más el velo, se recomienda un valor $\leq 0,2$ DO. Para la realización de esta prueba es fundamental el establecimiento de los valores de referencia. Estas referencias serán independientes para cada sistema reveladora-película. Las referencias se tomarán en condiciones óptimas de procesado: reveladora limpia, temperatura de químicos y pH controlados, opinión favorable del radiólogo con respecto a la calidad de las imágenes obtenidas, etc. En esta situación se revelarán un total de cuatro tiras sensitométricas. Para cada una de ellas se determinarán los dos escalones cuyas densidades ópticas sean más cercanas a 1 y 2. Serán, respectivamente, los escalones n y m y sus densidades ópticas serán DO_n y DO_m . Con estos datos se medirá: a) la base + velo, esto es, la densidad óptica en el primer escalón (e posición cero) b) el índice de velocidad = DO_n c) el índice de contraste = $DO_m - DO_n$ El valor medio de los índices de velocidad, contraste y base + velo obtenidos para cada una de las cuatro tiras sensitométricas constituirán las referencias de aplicación a partir de ese momento. Los índices de velocidad y de contraste deberán medirse siempre en los escalones m y n. Los valores de referencia deberán modificarse tras cambios importantes como: sustitución de modelo de película o de químicos, variaciones de temperatura de químicos, tiempo total de procesado, etc. Conviene usar películas de la misma caja o lote.

RV021.- Actividad de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Las desviaciones del pH del revelador y del fijador deberán ser $\leq \pm 0,5$ respecto a los valores señalados por el fabricante
Material	pH-metro
Frecuencia	Inicial, tras cambios y en función de los resultados de la prueba RV020
T. estimado	15 min Personal Técnico
Antecedentes	Moore, 1987
Observaciones	

RV022.- Tiempo total de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Desviación $< \pm 3\%$ respecto valor señalado por el fabricante
Material	Cronómetro, película
Frecuencia	Anual / inicial, tras cambios y en función de los resultados de la prueba RV020
T. estimado	10 min Personal Técnico
Antecedentes	NCRP, 1988
Observaciones	

RV023.- Artefactos debidos a la procesadora

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La procesadora no deberá ocasionar artefactos en la imagen
Frecuencia	Ver observaciones T. estimado Ver observaciones Personal Técnico/ Experto
Material	Película previamente impresionada
Antecedentes	McKinney, 1988
Observaciones	En el trabajo de rutina clínico, la presencia continuada de marcas y manchas en las películas deberá ser notificada el experto en control de calidad para establecer la causa de la anomalía. Se puede realizar, también, de forma simultánea con la prueba RV020.

6.2 Sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía

Para el control del cuarto oscuro y del almacenamiento de las películas seguir las pruebas descritas en los apartados 6.1.2 y 6.1.3 de este Protocolo.

6.2.1 Negatoscopios

RV024.- Inspección visual

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Apreciación visual
Material	Ninguno
Frecuencia	Anual T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	BIR, 1988
Observaciones	Se recomienda abrir un inventario de los negatoscopios del centro, asignando un código a cada uno para facilitar su localización y gestión. Se debería etiquetar cada negatoscopio con su código. Se anotarán su ubicación y antigüedad. Se valorará de forma rápida la necesidad de sustituir tubos fluorescentes defectuosos anotando falta de limpieza, color de los tubos, vibraciones, etc.

RV025.- Brillo

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	El brillo deberá estar entre 2000 - 6000 cd/m ²
Material	Luxómetro calibrado para la medida del brillo
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Experto
Antecedentes	EUR, 1990; EUR, 1996; IPSM, 1994; ACR, 1994
Observaciones	Ver sección "Sistemas de registro y visualización para equipos de grafía (negatoscopios)" de este documento

RV026.- Uniformidad del brillo

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Diferencias $\leq \pm 30$ % para un mismo negatoscopio Diferencias $\leq \pm 15$ % entre negatoscopios de un mismo departamento
Material	Luxómetro calibrado para la medida del brillo
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	EUR, 1990; EUR, 1996; IPSM, 1994; ACR, 1994
Observaciones	Ver sección "Sistemas de registro y visualización para equipos de grafía (negatoscopios)" de este documento. Para evaluar la uniformidad de un negatoscopio se comparan las medidas realizadas en distintos puntos de su superficie con el valor obtenido en el centro. Conviene excluir las medidas en puntos extremos (p.e. a 5 cm de los bordes). Para evaluar la uniformidad entre varios negatoscopios, se comparan las medidas realizadas en el centro de cada uno de ellos.

RV027.- Iluminación ambiental

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	≤ 50 lux
Material	Luxómetro
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Experto
Antecedentes	EUR, 1990; EUR, 1996; IPSM, 1994; ACR, 1994
Observaciones	Ver sección "Sistemas de registro y visualización para equipos de grafía (negatoscopios)" de este documento. Para la medida de la iluminación ambiental los negatoscopios deben permanecer apagados. Medir en la proximidad del negatoscopio con el sensor del luxómetro en dirección perpendicular a su superficie y orientado hacia el observador.

6.2.2 *Cartulinas y chasis*

Para facilitar la identificación de la imagen de cada chasis, en este tipo de pruebas es útil colocar en una esquina del chasis (o de la malla de contacto) un número de plomo. Se deben utilizar películas de la misma caja o lote que las utilizadas clínicamente y verificar que el funcionamiento de la procesadora es estable. Las pruebas RV029 y RV030 pueden realizarse conjuntamente.

RV028.- Contacto cartulina-película. Artefactos debidos a las cartulinas

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	No se admitirán áreas de contacto defectuoso en las partes de la película que sean más relevantes para el diagnóstico
Material	Malla de contacto con al menos 20 líneas/cm
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	IEC 1223-2-2:1993; IEC 61223-2-10:1999; EUR, 1996; IPSM, 1994; Gray, 1992; AAPM, 1990a
Observaciones	En mamografía es especialmente importante tener un buen contacto cartulina-película cerca de la pared del tórax. Colocar el chasis sobre el tablero y encima del chasis la malla de contacto. En algunos equipos será necesario colocar otro chasis vacío dentro del portachasis para poder realizar la exposición. Es conveniente que la densidad óptica de las imágenes sea próxima a 2 DO. Entre la carga del chasis a controlar y su exposición deberá transcurrir un tiempo similar al de la práctica clínica. Sin embargo, si se observan faltas de contacto apreciables conviene repetir la exposición esperando 10 o 20 minutos para descartar que el aire atrapado entre la cartulina y la película sea el origen de la falta de contacto. Las imágenes deben inspeccionarse cuidadosamente para detectar faltas de contacto o artefactos ocasionados por deterioro o suciedad de las cartulinas.

RV029.- Diferencias de sensibilidad entre las cartulinas y atenuación entre los chasis

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La diferencia máxima de densidad óptica, con respecto al valor medio, de las imágenes del maniquí estándar obtenidas con todos los chasis deberá ser $\leq \pm 0,2$ DO. El intervalo de exposición (mAs) entre todos los chasis deberá ser ≤ 5 %
Material	Maniquí estándar, densitómetro, chasis y películas
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico
Antecedentes	IEC 1223-2-2:1993; IEC 61223-2-10:1999; Moores, 1987; EUR, 1996; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a
Observaciones	Exponer todos los chasis en las condiciones clínicas. La densidad óptica deberá ser medida en el punto de referencia. Sería deseable que la diferencia máxima fuera $\leq \pm 0,15$ DO.

RV030.- Hermeticidad de los chasis

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Apreciación visual
Material	Chasis a comprobar y película de control
Frecuencia	Anual/ Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	EUR, 1996; Moores, 1987; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a
Observaciones	Se pueden utilizar, también, antes de procesar, las imágenes obtenidas en uno de los dos controles anteriores exponiendo los chasis a una fuente de luz (p.e. un negatoscopio encendido) unos 5 minutos aproximadamente. Inspeccionar las imágenes procesadas para detectar las entradas de luz. El parámetro se califica como complementario ya que en el trabajo rutinario suelen detectarse fácilmente este tipo de anomalías.

6.2.3 Procesadoras

RV031.- Temperatura de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	La desviación entre el valor medido y el valor nominal deberá ser $\leq \pm 0,2$ °C
Material	Termómetro digital o de alcohol, nunca de mercurio
Frecuencia	Inicial, tras cambios y cuando los parámetros sensitométricos estén fuera de tolerancias.
T. estimado	10 min Personal Técnico
Antecedentes	Haus, 1997; Haus, 1997; IPSM, 1994; EUR, 1996
Observaciones	La temperaturas del revelador y del fijador deben medirse de acuerdo con las recomendaciones del fabricante.

RV032.- Sensitometría: Índice de velocidad, índice de contraste, gradiente medio y base+velo

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Para la base más el velo, la densidad óptica deberá ser $\leq 0,25$ DO. Para los índices de velocidad y de contraste, la desviación con respecto a los valores de referencia deberá ser $\leq \pm 0,1$ DO. Gradiente medio $> 2,8$
Material	Sensitómetro, densitómetro y películas
Frecuencia	Diaria / Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Técnico
Antecedentes	Haus, 1997; IEC 61223-2-1:1993; IEC 61223-2-10:1999; AAPM, 1990a; Gray, 1992; ANSI, 1983; EUR, 1996; IPSM, 1994; Moores, 1987
Observaciones	Para la base más el velo se recomienda un valor $\leq 0,22$ DO. Utilizar siempre los mismos sensitómetro y densitómetro. Además conviene usar películas de la misma caja o lote y realizar comparaciones mutuas cuando el cambio se haga necesario.

RV033.- Actividad de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Las desviaciones del pH del revelador y fijador deberán ser $\leq \pm 0,5$ respecto a los valores señalados por el fabricante
Material	pH-metro
Frecuencia	Inicial, tras cambios y en función de los resultados de la prueba RV032.
T. estimado	15 min Personal Técnico/Experto
Antecedentes	Haus, 1997; Moores, 1987
Observaciones	Las medidas del pH son, en general, bastante imprecisas en las condiciones rutinarias de medida. Además, mientras que un resultado incorrecto del pH puede indicar una mezcla defectuosa de las soluciones de procesado, un valor dentro de tolerancias no permite asegurar, por si solo, que las mezclas hayan sido correctas.

RV034.- Tiempo total de procesado

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	La desviación entre el valor medido y el valor nominal deberá ser $\leq \pm 5 \%$
Material	Cronómetro
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Haus, 1997; EUR, 1996; IPSM, 1994
Observaciones	

RV035.- Artefactos debidos a la procesadora

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	La procesadora no deberá ocasionar artefactos en la imagen
Material	Maniquí estándar
Frecuencia	Diaria/ Inicial, tras cambios T. estimado 5 min Personal Técnico/Experto
Antecedentes	Haus, 1997; EUR, 1996; Gray, 1992; ACR, 1994
Observaciones	Los artefactos ocasionados por la procesadora pueden ser de naturaleza muy diversa (densidad óptica más baja o más alta, rayas, saltos de la emulsión, etc.) y pueden comprobarse examinando las imágenes de los maniqués obtenidas en los distintos controles. En cualquier caso, para apreciar correctamente los artefactos es necesario exponer previamente la película y obtener una DO en la zona lineal de la curva característica (por ejemplo, entre 1,3 – 1,8).

6.3 Monitores de visualización

En la prueba de aceptación deberá verificarse el valor de la gamma del monitor ya que es la que establece la relación entre el brillo y el valor del gris en la escala.

Los ensayos se deben realizar manteniendo las disposiciones geométricas y condiciones ambientales tan constantes como sea posible.

Se deberán tomar medidas preventivas para establecer las condiciones de trabajo óptimas de los puestos de trabajo. Evitar reflexiones producidas por luz solar directa, por luz solar indirecta incidiendo sobre superficies reflectoras, y por otras fuentes de luz

Para iniciar la prueba, el monitor deberá estar encendido con una antelación de entre treinta minutos a dos horas, situando y orientando en la posición en que se utilice de forma rutinaria.

Deben extremarse las condiciones de limpieza de los monitores con periodicidad mínima semanal. Para la limpieza deberán seguirse las instrucciones del fabricante y utilizar productos adecuados (en general, también recomendados por los fabricantes).

RV036.- Representación de la curva característica del monitor

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	—
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min
Personal	Técnico (toma de datos), Experto (representación e interpretación de resultados)
Antecedentes	AAPM Task Group 1998, DICOM (suplement 28), Parsons 1995, Nawfel 1992,
Observaciones	<p>El brillo emitido por un pixel del monitor no es directamente proporcional a su valor en la escala de grises. El brillo (B) está relacionado con el porcentaje de la escala de grises (G) por: $B \propto G^\gamma$ donde γ es el valor que caracteriza la relación entre brillo y valor en la escala de grises. Para su cálculo se puede medir el brillo para diferentes puntos de la escala de grises y realizar un ajuste lineal del $\log B$ con el $\log G$, ya que $\log B = \gamma \log G + C$, el valor de γ corresponde a la pendiente de la recta. El objeto de ensayo deberá tener una escala de grises (entre 16 y 32 niveles) Cada segmento de la escala de grises deberá tener una altura nunca menor que 1/16 de la altura de la imagen.</p> <p>El cálculo de la γ del monitor permite comparar con valores anteriores del mismo monitor o con valores de otros monitores.</p> <p>Generalmente (y por supuesto inicialmente), el valor de γ suele ser $> 2,2$. Cuando por razones de deterioro por el uso, la imagen vaya perdiendo características esenciales, puede ser necesario ajustar, por el fabricante, su valor por encima o por debajo con el fin de volver a tener las características de contraste necesarias.</p>

RV037.- Iluminación ambiental

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$f = L_{\text{blanco}} / L_{\text{ambiental}}$ f = 40 monitores de visualización f = 100 monitores de diagnóstico
Material	Fotómetro
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	AAPM Task Group 1998; UNE-EN 61223-2-5; DIN 6868-57
Observaciones	Para la medida de la iluminación ambiental, $L_{\text{ambiental}}$, el monitor estará apagado, y el fotómetro colocado en la posición habitualmente ocupada por el observador. Así mismo se realizará una comprobación visual de la presencia de puntos de luz reflejados sobre la pantalla y de la presencia de fuentes de luz en el campo de visión del usuario. En las medidas iniciales se registrarán las condiciones de iluminación y visualización para realizar los ensayos posteriores en las mismas condiciones.

RV038.- Ajuste del contraste y del brillo

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	5% en ambos límites de la escala de grises
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente
Frecuencia	Anual (visualización) / Semestral (diagnóstico) T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Nawfel, 1992, Parsons 1995
Observaciones	Aunque el control solo se realice en los dos extremos de la escala de grises, dado que generalmente el contraste entre estos dos extremos es una función lineal, se puede suponer que el contraste es bueno en todo el rango de la escala.

RV039.- Niveles extremos de brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	25 % brillo para el cuadrado negro 20 % brillo para el cuadrado blanco		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro		
Antecedentes	Nawfel, 1992, UNE-EN 61223-2-5. DICOM 28		
Observaciones	El objeto de ensayo deberá contener dos áreas: una blanca (0 %) y otra negra (100 %) cuya superficie deberá ser entre 10 – 25 % de la superficie total de la pantalla.		

RV040.- Máximo brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro		
Frecuencia	Semestral	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	Nawfel, 1992, Parsons 1995		
Observaciones	El máximo brillo suele estar entre 100 y 600 cd/m ² , algunos monitores pueden llegar a 1000 cd/m ² . El mínimo brillo suele estar limitado por la luz ambiental y el índice de velo luminoso (“veiling glare”). Para determinar su valor se utiliza el brillo en el cuadrado del 100 % del objeto de ensayo. Si el brillo es demasiado alto se reduce la resolución espacial y la pantalla puede deteriorarse debido al aumento de temperatura en zonas localizadas.		

RV041.- Resolución espacial de alto y bajo contraste

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto
Antecedentes	Parsons 1995; Tutorial del maniquí SMPTE; UNE-EN 61223-2-5		
Observaciones	Para cuantificar la resolución del monitor de TV puede utilizarse su MTF o un objeto de ensayo de barras horizontales y verticales con un factor de modulación del 100% para el caso de “alto contraste” y en el caso de “bajo contraste” debería ser del 25% y 6,25%.		

RV042.- Tamaño de la imagen y distorsión

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Tamaño: Desviación $\leq \pm 5$ % respecto a los valores especificados por el fabricante. Distorsión integral ≤ 5 %		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y regla		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto
Antecedentes	Parsons 1995; UNE-EN 61223-2-5		
Observaciones	Se requiere la inspección de la imagen visualizada de la retícula de un objeto de ensayo para verificar la precisión de la presentación de la imagen, en términos del tamaño de la imagen, posición y grado de distorsión.		

RV043.- Reproducibilidad temporal del brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Desviación $\leq \pm 25$ %		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico
Antecedentes	Parsons 1995		
Observaciones	El objetivo es determinar los cambios de brillo del monitor con el tiempo, al visualizar una imagen después de mantener la pantalla en blanco durante un cierto tiempo. Inmediatamente después de visualizar con zoom una imagen del cuadrado del 100% del objeto de ensayo se		

realizarán medidas del brillo cada 5 s durante los primeros 30 s y cada 10 s durante los siguientes 30 s.

RV044.- Uniformidad espacial del brillo

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	70 % para monitores de diagnóstico 65 % para monitores de visualización		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Técnico
Antecedentes	Parsons 1995; DIN 6868-57		
Observaciones	El objetivo es determinar la variación del brillo con la posición. Las medidas se realizaran en las cuatro esquinas del objeto de ensayo y en el centro.		

RV045.- Índice de velo luminoso (“veiling glare index”)

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Los valores más habituales están en el rango del 0 al 3 %		
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y fotómetro		
Frecuencia	Anual / Tras cambios	T. estimado 10 min	Personal Experto
Antecedentes	Parsons 1995; UNE EN 61262-6-1996		
Observaciones	Es una medida de la dispersión de la luz en la pantalla del monitor. Se deberá visualizar una imagen del objeto de ensayo sin zoom, y medir el brillo en los cuadrados del 0% y 100 % de la escala de grises, así como el de la pantalla en blanco (L_b). Su valor numérico, V, se obtiene mediante la expresión siguiente		

$$V = \frac{L_o - L_b}{L_{100} - L_b} \cdot 100$$

6.4 Cámaras multiformato analógicas y láser (húmedas y secas)

Cuando se dispone de una imagen sobre el monitor de TV y de una cámara multiformato analógica correctamente calibrada, se tiene la confianza de que en la reproducción de la imagen sobre la película, ambas tendrán una apariencia similar, aunque no del todo idénticas.

Si se dispone de una señal de video óptima, con un control de calidad adecuado de la cámara multiformato se asegura que toda la información en la señal de video será recogida por la película, con lo que se consigue el objetivo último de mantener los niveles de contraste y brillo dentro de los valores ajustados.

Para conseguir mantener en el tiempo estos niveles de calidad de imagen, como medida complementaria, no se deberá olvidar la limpieza de las superficies exteriores de los tubos de rayos cátodicos y las ópticas asociadas de la cámaras multiformato. Se recomienda emplear útiles de limpieza específicos para elementos ópticos, de bajo coste, y sobre una base aproximadamente trimestral. Este proceso no requiere más de 20 minutos.

Disponiendo de la instrumentación señalada y con un mínimo de entrenamiento todo el protocolo de control de calidad puede efectuarse en un tiempo aproximado de 1 h - 1h 30m.

Paralelamente a la cada vez mayor utilización de las modalidades de imagen digital (TAC, RMN, Ultrasonidos, Medicina Nuclear, etc.) se está produciendo un desplazamiento de los sistemas de registro de las imágenes generadas, en un principio basados en las cámaras analógicas que utilizan la señal de video, por las más modernas cámaras multiformato láser digitales (húmedas o secas) que ofrecen una mayor calidad en el registro de la imagen digital sobre la película radiográfica.

Para el control de calidad rutinario de las cámaras láser se aconseja, como herramienta fundamental, la utilización de una cuña sensitométrica generada por la propia cámara láser y el generador de señal SMPTE, estandar de la “Society of Motion Picture and Television Engineers”, en formato digital. En estas condiciones y con una pequeña experiencia práctica pueden verificarse los parametros propuestos en 1h - 1h 30m aproximadamente.

RV046.- Distorsión geométrica

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Distorsión integral $\leq 5\%$
Material Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y regla
Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto
Antecedentes NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones

RV047.- Relación de aspecto

Calificación ESENCIAL
Tolerancias $\leq 1\%$
Material Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y regla
Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto
Antecedentes NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones

RV048.- Uniformidad de la imagen

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Desviación con respecto al valor medio $\leq \pm 0,05$ DO
Material Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y densitómetro
Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto
Antecedentes NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones El tono de gris del fondo del objeto de ensayo SMPTE (aproximadamente al 50 % del nivel medio del brillo y con una densidad óptica aproximada de 1,1-1,2 DO) deberá presentar una densidad uniforme.

RV049.- Resolución de alto y bajo contraste

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Visualización nítida de los patrones de alto y bajo contraste del centro y las esquinas de la imagen.
Material Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y lupa
Frecuencia Semestral / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto
Antecedentes NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones El objeto de ensayo SMPTE presenta en el centro y en las esquinas de la imagen un patrón de modulación total (100 %) con una variación de la frecuencia en incrementos de 1, 2 y 3 pixel. El patrón de bajo contraste mantiene la frecuencia pero varía el contraste al 1 %, 3 % y 5 % de la modulación total.

RV050.- Sensibilidad de contraste

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Apreciar diferencias visualmente
Material Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y lupa
Frecuencia Semestral / Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto
Antecedentes NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones En la escala de grises del objeto de ensayo deberían observarse diferencias extremas (5 % de diferencia sobre el nivel de señal mínima, entre 0 – 5 %, y máxima, entre 95 – 100 %). Ello será un indicativo de que los niveles de brillo y contraste están ajustados correctamente.

RV051.- Escala de grises

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	$\pm 0,1 - 0,15$ DO
Material	Objeto de ensayo SMPTE o equivalente y densitómetro
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto
Antecedentes	NCRP, 1988; SMPTE, 1986; Moores, 1987; Gray, 1985; Gray, 1990; Gray, 1993; IEC, 1994
Observaciones	Debería hacerse una curva similar a la del control del revelado sobre una base semanal, respecto a unos valores de referencia. Se elige un nivel de baja densidad (90 % con densidad 0,25 DO aproximadamente), un nivel de densidad media (40 % con densidad 1,1-1,2 DO aproximadamente) y dos niveles con una diferencia en densidad aproximada de 1,2 DO (10 % y 70 % aproximadamente).

6.5 Digitalizadores de películas

Un digitalizador de películas es un dispositivo utilizado para convertir cualquier imagen analógica obtenida mediante cartulina-película o cámara láser, en una imagen digital.

El objetivo del control de calidad de un digitalizador de películas es verificar el grado de exactitud con que el digitalizador captura la información contenida en una película radiográfica analógica y la convierte en señal digital.

Muchas de las medidas que se proponen para el control de calidad periódico del digitalizador se simplificarán de forma notable si se dispone de un programa de ordenador que permita el análisis cuantitativo de los diferentes parámetros a valorar. Algunos fabricantes de digitalizadores han desarrollado “software” específico para permitir la automatización de las verificaciones, por lo que es recomendable tenerlo presente en el proceso de adquisición del equipo.

Si además se dispone de películas de referencia estándar, todo el proceso podrá completarse en menos de una hora. La frecuencia podrá variar en función del grado de utilización del digitalizador.

RV052.- Rendimiento densitométrico (escala de grises)

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Exactitud $\leq \pm 5$ %. Reproducibilidad ≤ 5 %
Material	Cuña sensitométrica calibrada y programa de ordenador para análisis
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 20 min Personal Experto
Antecedentes	Halpern, 1995; IEC, 1994; Lim, 1996; Meeder, 1995; Seibert, 1999; SMPTE, 1986; Trueblood, 1993
Observaciones	Para realizar el análisis cuantitativo se necesita disponer de una presentación electrónica de los valores de intensidad numéricamente asignados. La curva característica del digitalizador relacionará el valor del pixel medido con la densidad óptica de la película. Como método alternativo se puede utilizar una cuña sensitométrica generada de forma manual, o también el objeto de ensayo SMPTE para generar una película para su digitalización y evaluación de los valores de densidad.

RV053.- Uniformidad de la imagen

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Desviación con respecto al número promedio $\leq \pm 5$ %
Material	Digitalización de una película de referencia estándar expuesta uniformemente
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 15 min Personal Experto
Antecedentes	Halpern, 1995; IEC, 1994; Lim, 1996; Meeder, 1995; Seibert, 1999; SMPTE, 1986; Trueblood,

1993

Observaciones Tomando como referencia una región de interés de aproximadamente 100 x 100 pixel, obtener los números digitales promedio en el centro y en los cuadrantes periféricos de la imagen digital. Además, la desviación estándar dentro de la región de interés elegida servirá de indicativo del nivel de ruido de la imagen. Valores elevados del ruido pueden ser un indicativo de desajuste del digitalizador.

RV054.- Exactitud geométrica

Calificación ESENCIAL

Tolerancias Desviación $\leq \pm 5 \%$

Material Película de referencia con entramado de líneas definido y programa de ordenador para análisis

Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto

Antecedentes Halpern, 1995; IEC, 1994; Lim, 1996; Meeder, 1995; Seibert, 1999; SMPTE, 1986; Trueblood, 1993

Observaciones Esta prueba permite verificar la exactitud del digitalizador en los ejes X e Y. Una vez digitalizada la película con el entramado patrón el programa automáticamente toma un perfil en cada dirección, X e Y, calcula el n° de pixel en un intervalo definido, y por comparación con el valor esperado se halla el margen de error. También se puede evaluar digitalizando una película del objeto de ensayo SMPTE y midiendo la distancia.

RV055.- Resolución de alto y bajo contraste

Calificación ESENCIAL

Tolerancias Visualización nítida de los patrones de alto y bajo contraste

Material Película con objeto de ensayo SMPTE o equivalente

Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Experto

Antecedentes Halpern, 1995; IEC, 1994; Lim, 1996; Meeder, 1995; Seibert, 1999; SMPTE, 1986; Trueblood, 1993

Observaciones Digitalizar la película con el objeto de ensayo SMPTE y apreciar visualmente la calidad de imagen en alto y bajo contraste en el centro y en los cuadrantes externos de la imagen, sobre un monitor de TV. Alternativamente se puede evaluar utilizando una película de referencia, obtenida manualmente, con otro patrón que represente objetos con alto y bajo contraste (se puede obtener una imagen de un maniquí mamográfico, tal como el ACR ó el CIRS).

6.6 Sistemas digitales de registro

6.6.1 Radiografía computarizada

Normalmente un fósforo emite luz cuando es estimulado, por ejemplo, con una radiación. Cuando la luz desaparece instantáneamente al cesar la estimulación se denomina fluorescencia y si el fósforo continúa emitiendo luz durante cierto tiempo después de la estimulación se denomina fosforescencia. La luminiscencia incorpora ambos fenómenos de emisión de luz. El fenómeno de la luminiscencia foto-estimulada fue descubierto por Becquerel a mediados del siglo XIX y consiste en la capacidad de una sustancia de volver a emitir luz ante una segunda estimulación (haz láser) de una longitud de onda mayor que la recibida en la primera (rayos X).

La exposición radiográfica para un sistema de radiografía computarizada (CR) se lleva a cabo de forma similar al sistema cartulina-película. Se utiliza un chasis de aspecto similar al convencional. El fósforo expuesto almacena parte de la energía del haz de rayos X incidente como imagen latente es leído haciendo pasar un haz láser muy fino (típicamente infrarrojo) para estimular los electrones atrapados en las trampas metaestables de modo que emitan la energía almacenada en forma de luz de menor longitud de onda que la del láser (azul o

ultravioleta). El barrido del haz láser es similar al de una cámara de televisión. A continuación, mediante una fuerte iluminación, se fuerza a que todos los electrones vuelvan a su estado inicial, por lo que el chasis queda preparado para la siguiente exposición. La luz emitida desde cada punto de la cartulina es detectada y convertida en señal eléctrica y amplificada.

RV056.- Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Apreciación visual
Material	Material de limpieza recomendado por los fabricantes
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico
Antecedentes	Seibert, 1994
Observaciones	Es esencial implantar un sistema de identificación de chasis, mediante etiquetas o inscripciones con códigos o similares. Es igualmente recomendable que dicha identificación conste en el propio sistema, de forma que en las imágenes aparezca el código del chasis con las que han sido expuestas. Igualmente deberá vigilarse que en el exterior del chasis conste siempre visible el modelo, tipo y número de identificación del fósforo del interior y si se cambia la placa de fósforo se deberá cambiar también la identificación externa.

RV057.- Artefactos sin exposición de los fósforos

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Apreciación visual
Material	Ninguno
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994
Observaciones	Deberá borrarse cada fósforo (preferentemente abriendo el chasis con luz visible) y pasarse por el lector del CR. La imagen obtenida deberá estar libre de artefactos y ser uniforme. En algunos lectores pueden ser visibles ciertas bandas debidas al perfil de amplificación que el lector aplica a la imagen para compensar las variaciones en la eficiencia de detección de luz a lo largo del fósforo. Estas bandas verticales u horizontales si existen, deberían ser idénticas para todos los fósforos.

RV058.- Hermeticidad de los chasis

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	Apreciación visual
Material	Ninguno
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios T. estimado 10 min Personal Técnico / Experto
Antecedentes	
Observaciones	El procedimiento puede consistir en dejar chasis impresionados con imagen latente en exposición a iluminación intensa durante unos pocos minutos y leerlos posteriormente, comprobando que no se haya borrado la imagen por los bordes.

RV059.- Efectividad del ciclo de borrado de los fósforos

Calificación	COMPLEMENTARIO				
Tolerancias	Apreciación visual				
Material	Lámina de Plomo				
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado	10 min	Personal	Técnico / Experto
Antecedentes					
Observaciones	Se realiza una exposición sobre un chasis parcialmente cubierto con la lámina de plomo y se somete a un ciclo de lectura completo. Una vez que se extrae el chasis del lector y sin volver a impresionar se somete a un nuevo ciclo de lectura para comprobar que no queda ningún rastro visible de la imagen previa.				

RV060.- Desvanecimiento de la imagen latente

Calificación	COMPLEMENTARIO				
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante				
Material	Ninguno				
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado	20 min	Personal	Técnico / Experto
Antecedentes					
Observaciones	La medida de este parámetro es muy importante cuando se tarda un cierto tiempo entre la exposición del chasis y su posterior lectura (por ejemplo en el caso de la radiografía realizada en equipos portátiles). Para ello se realizan dos exposiciones iguales sobre un mismo chasis pero se modifica el tiempo desde que se realiza la exposición hasta que se lee el fósforo (por ejemplo 2 minutos en la primera exposición y 10 minutos en la segunda). No deberían observarse pérdidas importantes en los valores de pixel ni un aumento significativo del ruido.				

RV061.- Linealidad espacial

Calificación	COMPLEMENTARIO				
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante				
Material	Patrón de barras de plomo o una regla metálica o similar				
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado	20 min	Personal	Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994				
Observaciones	Con este parámetro se pretende comprobar la integridad del barrido del haz láser en la lectura de un fósforo. Para ello se coloca sobre un chasis el patrón de barras o una regla metálica alineando las líneas con una de las dos direcciones del chasis, repitiendo posteriormente el proceso con la otra dirección. Se realiza una exposición del chasis y se observa cuidadosamente en la imagen obtenida si no existen pequeños desplazamientos entre líneas que hagan perder la uniformidad espacial.				

6.6.2 Radiografía directa

Si se pensara en la forma ideal de un sistema de imagen radiográfica lo primero que vendría a la mente sería la idea de un panel delgado, digital y capaz de reproducir todas las modalidades radiológicas actuales con una dosis baja de radiación. Debería, inmediatamente después de haber realizado la exposición, producir una radiografía de alta calidad en un monitor de televisión. La forma física debería ser similar a un chasis convencional (con la adición de un “cordón umbilical”) que podría ser colocado fácilmente en el portachasis de los “buckys” de las salas de rayos X existentes.

Lo más próximo a este ideal que existe en la actualidad son los denominados paneles

delgados (“flat panel”), basados en la tecnología de una matriz activa de transistores de película delgada (“Thin Film Transistor” o TFT) de gran tamaño. Hasta el momento están en desarrollo y ya en el mercado, dos tipos diferentes de radiografía directa con matriz activa. En el primer tipo, los rayos X son detectados en una capa de selenio amorfo y las cargas resultantes producidas son almacenadas en un condensador en cada pixel individual y leídas usando la matriz de TFT. La otra alternativa de radiografía directa es el uso de una capa de fósforo de CsI (también existen de GdO_2S_2 como en el caso de Varian) estructurado para absorber los fotones de rayos X. La luz resultante correspondiente es detectada por un panel de gran tamaño de silicio amorfo fotoconductor y leída por una matriz activa como en el caso anterior.

RV062.- Remanencia de la imagen previa

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Apreciación visual		
Material	Ninguno.		
Frecuencia	Anual/Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Técnico/Experto
Antecedentes			
Observaciones	Está documentado (Chotas et al. Radiology 1997; 203) que el selenio presenta una cierta remanencia si se adquieren dos imágenes muy seguidas (por ejemplo una PA y una lateral de tórax). Para realizar esta prueba se puede obtener una imagen tipo escalón (tapando la mitad del detector con una lámina de plomo) y posteriormente obtener una imagen, con un maniquí de imagen, observando cuidadosamente si se aprecia la imagen previa en la resultante.		

6.6.3 Radiografía computarizada y directa

Los parámetros descritos a continuación son comunes a los dos tipos de sistemas digitales de registro.

RV063.- Ajuste de la densidad óptica y reproducibilidad

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Ajuste: 1,1 – 1,4 DO. Reproducibilidad $\leq 10\%$		
Material	Densitómetro o el “software” apropiado en la estación de trabajo		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 15 min	Personal Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994		
Observaciones	Cada fósforo deberá ser irradiado con un haz directo de 80 kV a una distancia foco-receptor larga (1,8 m) y con una dosis de aproximadamente $10\ \mu\text{Gy}$. La imagen que se obtenga de la impresora láser o que se visualice en la estación de trabajo no deberá diferir en más de un 10% en densidad óptica de la que se haya establecido como densidad de referencia (típicamente entre 1,1 y 1,4 DO).		

RV064.- Uniformidad de la imagen

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Desviación con respecto al valor medio $\leq \pm 5\%$ entre zonas de un mismo fósforo y $\leq \pm 10\%$ entre fósforos		
Material	Densitómetro o el “software” apropiado en la estación de trabajo		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994		
Observaciones	En esta prueba deberá comprobarse por una parte que la respuesta de un fósforo es homogénea		

y consistente en toda su superficie y, por otra parte que todos los fósforos de la instalación dan una respuesta uniforme. Para ello pueden servir las imágenes obtenidas para la medida del parámetro anterior. Deberá medirse la densidad óptica en el centro de la placa y en el centro de los cuatro cuadrantes para determinar la uniformidad intrafósforo y repetir esto mismo con el resto de chasis de la instalación.

RV065.- Tamaño de campo y exactitud geométrica

Calificación	COMPLEMENTARIO		
Tolerancias	Desviación $\leq \pm 5 \%$		
Material	Retícula de espaciado conocido		
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios	T. estimado 20 min	Personal Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994		
Observaciones	Se deberá comprobar que el tamaño nominal del fósforo coincide con el realmente visualizado en el monitor o en la película obtenida. En los casos en que exista un cambio de escala sería recomendable que figurara el valor de la escala con la imagen.		

RV066.- Linealidad del sistema y sensibilidad o respuesta sensitométrica

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Densitómetro y cámara de ionización o detector		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Técnico / Experto
Antecedentes	Seibert, 1994		
Observaciones	El objeto de la medida de este parámetro es comprobar la relación lineal entre la exposición y el valor del contenido de pixel en todo el rango dinámico del detector (no todos los fabricantes dan una relación lineal entre la exposición y el valor del pixel [Performance evaluation of computed radiography systems. Med Phys 28-03-2001]) o por lo menos en tres órdenes de magnitud de la exposición. Se deben obtener imágenes con la misma densidad óptica (aunque con distinto valor de pixel) pero con distinto nivel de ruido conforme se aumenta la exposición. Para la realización de esta prueba se realizan tres exposiciones manteniendo la tensión y multiplicando por 10 sucesivamente el valor de la carga (por ejemplo 1, 10 y 100 mAs respectivamente). Con un detector o cámara de ionización debería medirse la dosis a la entrada del fósforo y el valor de pixel (puede estimarse utilizando el “software” del fabricante) debería mantener una relación lineal con la carga. El moteado cuántico debería variar de manera inversamente proporcional a la exposición.		

RV067.- Ruido

Calificación	ESENCIAL		
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante		
Material	Ninguno		
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios	T. estimado 30 min	Personal Experto
Antecedentes	Seibert, 1994		
Observaciones	La eficiencia de detección cuántica (DQE) de un receptor de imagen de rayos X es una medida de su eficiencia en detectar los rayos X frente a un detector ideal que, por definición, tenga una eficiencia de absorción del 100% y no añada nada de ruido en el proceso de detección y con-		

$$DQE = \left[\frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right]^2$$

versión de la señal. DQE se define comúnmente como:

donde SNR_{in} es la relación señal-ruido de la radiación incidente en el receptor de imagen y SNR_{out} es la relación señal-ruido de la señal de salida. DQE es también una medida de la eficiencia de la dosis en el receptor de imagen. Esto es, para conseguir el mismo nivel de ruido en un detector con una DQE del 50% se requerirá la mitad de la fluencia de fotones (y de dosis al paciente por tanto) que la que se necesitaría con un sensor con una DQE del 25%.

En rayos X el nivel de ruido o el granulado de una imagen está relacionado con el inverso de su SNR, es decir SNR^{-1} . Por ejemplo, el moteado cuántico (QM_X) de un haz de rayos que incide en un receptor de imagen está dado por:

$$QM_X = \frac{1}{\sqrt{N_X A}}$$

donde N_X es el número de fotones incidentes por unidad de área y A es el área de interés. En este caso la señal de rayos X es $N_X A$, la desviación estándar de la señal de rayos X es $\sqrt{N_X A}$, y la relación entre QM_X y SNR_X es:

$$QM_X = \frac{1}{\sqrt{N_X A}} = \frac{\sqrt{N_X A}}{N_X A} = \frac{1}{SNR_X}$$

Como se puede ver la DQE de un receptor de imagen está relacionada con el incremento en el nivel de ruido de la imagen que sucede durante el proceso de captura. Esto es, si el ruido cuántico es QM_X , el nivel de ruido en la imagen está dado por:

$$Nivel\ de\ ruido = \frac{1}{SNR_{out}} = \frac{QM_X}{\sqrt{DQE}}$$

Por ejemplo, si uno compara dos imágenes obtenidas con receptores con DQE del 50% y del 25% con la misma dosis por imagen, la imagen adquirida con el receptor con peor DQE tendrá un 41% más de ruido que la imagen adquirida con el otro receptor.

Para calcular la DQE de un sistema se suele tener en cuenta que:

$$(SNR)_{out}^2 = \frac{MTF^2}{W_{\Delta E/E}}$$

donde $W_{\Delta E/E}$ es el espectro de densidad de ruido normalizado, también conocido como espectro de Wiener, y MTF es la función de transferencia de modulación. Para calcular este espectro de ruido hay que agrupar en celdas los pixeles, calcular su transformada de Fourier, variar la frecuencia de muestreo, etc. Todos estos cálculos servirían para definir la características de la detección de la imagen y del primer procesado. Sin embargo un control de calidad global del sistema deberá incluir las contribuciones de presentación y visualización de la imagen. Además este tipo de cálculos conlleva un considerable consumo de tiempo y de recursos que no parece viable en un control de calidad periódico.

Para este tipo de análisis una posibilidad es recurrir a una estimación del ruido (o relación entre la desviación estándar y el valor medio) para varias imágenes sucesivas obtenidas con diferentes dosis (las imágenes obtenidas para evaluar la linealidad del sistema podrían valer). Otra posibilidad es recurrir a medidas subjetivas como pueden ser la determinación del umbral de sensibilidad a bajo contraste y el umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.

RV068.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Objeto de ensayo conteniendo objetos de bajo contraste calibrados y 1 mm de cobre
Frecuencia	Semestral / Inicial, tras cambios T. estimado 30 min Personal Técnico / Experto

Antecedentes Seibert, 1994
Observaciones En función de la exposición del detector los resultados serán diferentes por lo que deberá estimarse para los valores que normalmente se utilizan en las condiciones clínicas.

RV069.- Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Según especificaciones del fabricante
Material Objeto de ensayo conteniendo objetos de bajo contraste de diferentes tamaños y contrastes calibrados y 1 mm de cobre
Frecuencia Semestral / Inicial, tras cambios **T. estimado** 30 min **Personal** Técnico / Experto
Antecedentes
Observaciones Este tipo de ensayo puede servir como prueba de constancia siempre y cuando se realicen con la misma técnica, dosis de entrada al detector y con los mismos algoritmos de procesado y visualización de la imagen.

RV070.- Límite de resolución de alto contraste

Calificación ESENCIAL
Tolerancias Según especificaciones del fabricante
Material Patrón de barras de plomo
Frecuencia Semestral / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Técnico / Experto
Antecedentes Seibert, 1994
Observaciones El límite de resolución de alto contraste está limitado por el tamaño de pixel y puede ser distinto para cada tamaño de chasis. Además no deberá olvidarse que los monitores en los que se visualizan las imágenes pueden afectar también a la resolución espacial, especialmente cuando una imagen de, por ejemplo, 2000 * 2500 pixeles se quiere visualizar en un monitor de algo más de 1000 * 1000. Ahora bien, si se amplifica la imagen hasta el límite de resolución intrínseco, el monitor dejará de ser el factor limitante.
Un análisis objetivo de la MTF del sistema podría ser llevado a cabo con la utilización de un borde ("slit"), un microdensitómetro y el correspondiente análisis de los datos. No obstante con los patrones de resolución espacial típicamente utilizados (maniquí de barras) puede resultar suficiente para la verificación de una apropiada resolución espacial y su constancia con el tiempo.

RV071.- Uniformidad de la resolución

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Según especificaciones del fabricante
Material Patrón de barras de Plomo y retícula metálica de resolución conocida
Frecuencia Anual / Inicial, tras cambios **T. estimado** 15 min **Personal** Técnico / Experto
Antecedentes
Observaciones El fósforo deberá ser capaz de resolver las mismas frecuencias espaciales sobre toda su superficie.

RV072.- Artefactos en la imagen

Calificación COMPLEMENTARIO
Tolerancias Apreciación visual
Material Láminas de cobre
Frecuencia Semestral / Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Técnico / Experto

Antecedentes Seibert, 1994

Observaciones La aparición de artefactos en la imagen puede tener distintos orígenes para cada tipo de detector digital. Artefactos típicos pueden ser debidos a suciedad, rayado del detector o incluso a remanencia de imágenes previas. Otros artefactos pueden ser debidos a defectos en el sistema (por ejemplo en el barrido del haz láser). Existen también artefactos de “software” debidos a una selección impropia de los menús de procesado que resulta en una incorrecta normalización del histograma, rango dinámico y densidad.

6.7 PACS

Un PACS (del inglés “Picture Archiving and Communication Systems”) está compuesto por cinco procesos: Producción de imágenes digitales (TC, RMN, US, MN, digitalización de películas, radiografía computarizada y radiografía directa), infraestructura de red y comunicación (líneas telefónicas, ethernet, fibras ópticas, modems, etc.), administración de imágenes y ficheros (datos de pacientes, base de datos de imágenes), análisis y visualización (estaciones de trabajo, estaciones de diagnóstico, estaciones de consultas clínicas, PCs) y almacenamiento (RAIDs, archivos digitales, servidores, servidores WEB).

En la compresión y transmisión de las imágenes es fundamental que no haya una pérdida de la calidad diagnóstica. Por ello, el objeto de ensayo SMPTE o equivalente deberá capturarse, comprimirse, transmitirse entre distintos puntos de la red y volver a visualizarse en los diferentes puntos finales (monitores, impresoras láser, etc.) para comprobar que no ha habido pérdida apreciable de calidad. Se aplicarán las pruebas correspondientes a los dispositivos utilizados como puntos finales de visualización (monitores, impresoras láser, etc.) con su calificación, frecuencia, etc. y además, los siguientes:

RV073.- Verificación de la integridad de las cabeceras DICOM

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Según especificaciones del fabricante
Material	Estación de visualización de PACS
Frecuencia	Inicial T. estimado 120 min Personal Experto
Antecedentes	
Observaciones	Se deberá comprobar que todo el contenido de la cabecera DICOM de la modalidad, especificado en su DICOM Conformance Statement, es correctamente enviado por la modalidad y tratado y disponible en el PACS una vez almacenada la imagen.

RV074.- Verificación de la recepción de estudios en el PACS

Calificación	COMPLEMENTARIO
Tolerancias	Todas las imágenes enviadas por cada modalidad
Material	Estación de visualización de PACS
Frecuencia	Inicial, tras cambios T. estimado 120 min Personal Técnico / Experto
Antecedentes	
Observaciones	Se deberá comprobar que todas las imágenes enviadas por cada modalidad son almacenadas en el PACS mediante un muestreo. Se deberá identificar las causas del posible rechazo de imágenes por el PACS, si es debido a defectos en la cabecera DICOM imputables a la modalidad, a la negociación modalidad-PACS, a problemas de identificación y validación de las imágenes o a problemas internos de almacenamiento en el PACS.

RV075.- Verificación de compresión y transmisión de imágenes

Calificación	ESENCIAL
Tolerancias	—
Material	Estación de visualización de PACS, Objeto de ensayo SMPTE o equivalente
Frecuencia	Anual / Inicial, tras cambios T. estimado 120 min Personal Técnico / Experto
Antecedentes	
Observaciones	Se deberá comprobar que la compresión que se utilice para archivar y transmitir las imágenes sea reversible y no exista reducción en la calidad de imagen clínica diagnóstica. Además las imágenes transmitidas no deben perder durante dicha transmisión información clínica significativa.

BIBLIOGRAFÍA

Las referencias señaladas con asterisco (*) corresponden a bibliografía básica de control de calidad en radiodiagnóstico.

- AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1978. *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*. Medical Physics Monograph No. 4, eds. Waggener RG and Wilson CR. (New York: American Institute of Physics).
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1982. *Acceptance testing of radiological imaging equipment*. Co-sponsored by: American College of Radiology, American Association of Physicists in Medicine and Society for Radiological Engineering, ed Pei-Jan Paul Lin, (New York: American Institute of Physics).
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1984. *Evaluation of Radiation Exposure Levels in Cine Cardiac Cath. Labs*. Report No. 12
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1985. *Performance Evaluation and Quality Assurance in Digital Subtraction Angiography*. Report No. 15
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1990. *Equipment requirements and quality control for mammography* Report No. 29 (New York: American Institute of Physics).
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1990. *Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures*. Report No. 31 (New York: American Institute of Physics).
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1993. *Specification and acceptance testing of computer tomography scanners*. Report No. 39 (New York: American Institute of Physics).
- AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1993. *The role of the Clinical Medical Physicist Diagnostic Radiology* Report No. 42
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1994. *Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment* (Proceedings of Summer School), eds J A Seibert, G T Barnes and R G Gould, Groot PM de. pp 429-460, Report No. 20 (Woodbury, NY: American Institute of Physics).
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1994. *Photostimulable Phosphor System Acceptance Testing* in Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, Monograph No. 20, J A Seibert.
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1998. *Instrumentation Requirements of Diagnostic Radiological Physicists*, Diagnostic X-ray Imaging Committee Task Group 4.
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1999. *Practical Digital Imaging and PACS*, Monograph No. 25, J A Seibert J Anthony, Filipow Larry J., Andriole Katherine P.
- (*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 2002. *Quality Control in Diagnostic Radiology*, AAPM Diagnostic X-ray Imaging Committee Task Group 12. Report No. 74 (Medical Physics Publishing)
- (*) ACMP (American College of Medical Physics). 1986. *Radiation control and quality assurance survey: Diagnostic radiology*. ACMP Task group 1, (New York: ACMP).
- (*) ACMP (American College of Medical Physics). 1989. *Radiation Control and Quality Assurance Surveys: Mammography a Suggested Protocol*. Report No. 1

- ACR (American College of Radiology). 1999. *Mammography quality control manual*. Committee on Quality Assurance in Mammography, (New York: ACR).
- (*) ACR (American College of Radiology). 1994. *A Guide to Radiological Physics Practice*, Report Edition.
- Agfa-Gevaert. 1999. ADC Compact. *Auto QC Software*: Manual del usuario.
- Ammann E and Wiede G. 1995. *Generators and Tubes in Interventional Radiology*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology, 67-74. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- ANSI (American National Standards Institute). 1983. *Determination of ISO speed and average gradient*. PH2.50, (New York: ANSI).
- (*) BIR (British Institute of Radiology). 1988. *Assurance of Quality in the diagnostic X-ray department*. QA working group of the diagnostic Methods Committee of the BIR, (London: BIR).
- (*) BIR (British Institute of Radiology). 2000. *Radiation shielding for Diagnostic X-rays*. Edited by DG Sutton and JR Williams
- Bland WF. 1990. *European certificates of technical conformity for radiological equipment*, Contract 90-ET-001
- Bland WF. 1994. *EUR suggested technical criteria for radiodiagnostic equipment*.
- Blume H, Colditz J, Eckenbach W, Hoen P, Meijer J et al 1995. *Image Intensifier and X-ray Exposure Control Systems*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology, 87-103. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Blume H 1998. *X-ray Generator, Tube, Collimator, Positioner and Table*, en Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Cardiac Catheterization Imaging, 61-82. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- BOE (Boletín Oficial del Estado). 1971. Ministerio de Trabajo. Instituto Nacional de Previsión: Ordenanza general de Seguridad e Higiene en el trabajo. O.M. 9 de Marzo de 1971. Boletín Oficial del Estado de 16 y 17 de marzo de 1971.
- BOE (Boletín Oficial del Estado). 1992. Real Decreto 1891/1991 de 30 de diciembre de 1991 sobre instalaciones y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico. Boletín Oficial del Estado de 3 enero de 1992.
- BOE (Boletín Oficial del Estado). 1999. Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre de 1999, por el que establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. Boletín Oficial del Estado de 29 de diciembre de 1999.
- Bogucki, T.M., 1996. *Laser cameras*. RSNA Categorical Course in Physics 1996, pag.: 195-201.
- Boone J.M., Pfeiffer D.E., Strauss K.J., Rossi R.P., Paul Lin P.J., Shepard J.S. and Conway B.J. 1993. *A survey of fluoroscopic exposure rates*. AAPM task group No. 11 report. Med. Phys. **20**(3) 789-794.
- Boone J.M. 1999. *Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assesment*. Radiology **213** 23-37.
- Broadhead D.A., Chapple C.L. and Faulkner K. 1995. *The impact of digital imaging on patient dose during barium studies*. Brit. J. Radiol., **68**, 992-996.

- Brooks R.A. and Di Chiro O. 1977. *Slice geometry in computed assisted tomography*. J. Comp. Asst. Tomogr. **1** 190-199.
- Cagnon C.H., Benedict S.H., Mankovich N.J., Bushberg J.T., Seibert J.A. and Whiting J.S. 1991. *Exposure rates in High-Level Control fluoroscopy for image enhancement*, Radiology, **178**, 643-646.
- (*) CCE (Comisión de las Comunidades Europeas). 1992. *Directrices europeas de garantía de calidad del screening mamográfico*. Doc. nº 0775/5/92 ES- MAT (versión en español del Report EUR 14821 EN).
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 1995. *European protocol on dosimetry in mammography*. EUR 16263 (Luxembourg: CEC).
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 1995. *Radiation Protection and quality assurance in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice*. Radiation Protection 81. European Commission. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg.
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 2001. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. Tercera edición (Luxembourg: CEC).
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 1996. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. EUR 16260 (Luxembourg: CEC).
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 1996. *European Protocol on Quality Criteria for Diagnostics Radiographic Images in Paediatrics*. EUR 16261 EN (Luxembourg: CEC).
- (*) CEC (Commission of the European Communities). 1997. *Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia y medicina nuclear)*. Radiation Protection 91. European Commission. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg.
- (*) CEC (Commission of the European Communities). May 1999. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, EUR 16262 EN. ISBN 92-828-7478-8
- Chakraborty, Dev P. 1994. *Routine Fluoroscopic Quality Control, in Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment (Proceedings of Summer School)* (AAPM, 20), eds J A Seibert, G T Barnes and R G Gould, 429-460, (Woodbury, NY: American Institute of Physics).
- Chakraborty, Dev P. 1996. *Acceptance Testing, Quality Improvement, and Dose Assessment of Fluoroscopy Systems*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, 81-101. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Chotas HG, Floyd CE Jr, Ravin CE. 1997. Memory artifact related to selenium-based digital radiography systems. Radiology, Jun; 203(3):881-3
- Cowen A. R. 1994. *The physical evaluation of the imaging performance of television fluoroscopy and digital fluorography Systems using the Leeds X-ray Test Objects: A UK approach to Quality Assurance in the diagnostic radiology department*. In AAPM Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment. Medical Physics Monograph 20. J.A. Seibert, R G. Gould editors. AAPM. 709-730.
- CSN (Consejo de Seguridad Nuclear). 1990. *Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos x para diagnóstico*. Guía 5.11, (Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear)
- Cunningham IA and Fenster A. 1987. *A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation*. Med. Phys. **14** 533-537.

- Dance DR. 1990. *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*. Phys. Med. Biol **35** 1211-1219.
- Dance R.D., Skinner C.L., Young K.C., Beckett J.R. and Kotre C.J. 2000. *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using UK mammography dosimetry protocol*. Phys. Med. Biol **45** 3225-3240.
- DH (Department of Health) 1995. *The testing of X-ray Image Intensifier Television Systems*. MDA/95/07. Diagnostic Imaging Group (MDA), 14 Russel Square, London WC1B 5EP).
- (*) DHHS (Department of Health and Human Services). 1984. *Diagnostic X-ray Systems and Their Major Components; Amendments to Performance Standard; Final Rule*. Food and Drug Administration (FDA), 21 CFR Part 1020. § 1020.33 Federal Register, **49**:171.
- (*) DHSS (Department of Health and Social Security). 1985. *The testing of Xray image intensifier-television systems*. Department of Health and Social Security working group STB/7/82, 1982 2nd ed. 1985, (London: DHSS).
- (*) DHSS (Department of Health and Social Security). 1986. *The testing of Xray image intensifier-television systems*. Department of Health and Social Security working group STB/7/82, Supplement to STB/7/82, (London: DHSS).
- DHHS (Department of Health and Human Services). 1995. *Federal Performance Standard for Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Components; Final Rule*. Food and Drug Administration (FDA), 21 CFR Part 1020. §1020.32.
- DHHS (Department of Health and Human Services). 1997. *Mammography Quality Standards: Final rules*. 21 CFR parts 16 and 900. 1997.
- Diario Oficial de las Comunidades Europeas. Directiva del Consejo 84/466/Euratom-DO n° 265 de 5/10/84
- Diario Oficial de las Comunidades Europeas. Directiva del Consejo 96/29/Euratom-DO n° 159 de 29/6/96
- Diario Oficial de las Comunidades Europeas. Directiva del Consejo 97/43/Euratom-DO n° 180 de 30/6/97
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 1998. *Grayscale Standard Display Function*. Supplement 28. National Electrical Manufacturers Association (NEMA)
- DIN 6856-1. 1995. *Betrachtungsgeräte und –bedingungen, Teil 1: Anforderungen für die Herstellung und den Betrieb von Betrachtungsgeräte zur Befundung von Durchsichtbildern in der medizinischen Diagnostik* Beuth Verlag, Berlin
- DIN 6856-2. 1995. *Betrachtungsgeräte und –bedingungen, Teil 2: Qualitätssichernde Maßnahmen in der medizinischen Diagnostik, Prüfverfahren, Meßgeräte* Beuth Verlag, Berlin
- DIN 6868-57: *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben, Teil 57: Abnahmeprüfungen an Bildwiedergabegeräten* Beuth Verlag, Berlin
- Dixon R L. 1996. *Acceptance Testing, Quality Improvement, and Dose Assessment of Fluoroscopy Systems*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, 135-139. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Douglas M. Tucker. 1996. *Quality improvement in Picture Archiving and Communication Systems Acceptance*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, pp 203-206. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).

- Droege RT and Morin RL. 1982. *A practical method to measure the MTF of CT scanners*. Med. Phys. **9** 758-760.
- Droege RT. 1983. *A practical method to routinely monitor resolution in digital images*. Med. Phys. **10** 377-343.
- Faulkner K. *Introduction to Constancy Check Protocols in Fluoroscopic Systems*. Radiat. Prot. Dosim. 2001; 94(1-2): 65-68.
- Gagne RM. 1989. *Geometrical aspects of computed tomography: sensitivity profile and exposure profile*. Med. Phys. **16**: 29-37
- Godwin R, de Lacey G, Manhire A editors. 1996. *Clinical Audit in Radiology. 100+ recipes*. The Royal College of Radiologists, ISBN 1 872599 19 2.
- (*) Gray J.E., Winkler NT, Stears J and Frank ED. 1982. *Quality Control in Diagnostic Imaging*. (Oxford: University Park Press).
- Gray, J.E. 1985. *Test pattern for video displays and hard-copy cameras*. Radiology, **154** : 519-527.
- Gray, J.E. 1990. *Acceptance and use of the SMPTE Medical Diagnostic Imaging Test pattern for Television Monitors and Hard-Copy record cameras*. SMPTE Journal 99, 1001-1007.
- (*) Gray J.E. 1992. *Mammographic quality control for the technologists and the medical physicist as consultant to the technologists*, in *Syllabus: A categorical course in physics technical aspects of breast imaging*, eds AG Haus and MJ Yaffe, Radiological Society of North America 131-160.
- Gray J.E., Anderson WF, Shaw CC, Shepard Si, Zeremba and P-J Paul Lin. 1993. *Multiformat video and laser cameras: History, design considerations, acceptance testing, and quality control*. Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Committee Task Group No. 1. Med. Phys. **20** 427-438.
- Gray J.E.. 1995. *Video-based components*, en *Syllabus: A Categorical Course in Physics. Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology*, 117-120. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America
- Groot PM .1994. *Image intensifier design and specifications in Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray imaging Equipment (Proceedings of Summer School) (AAPM, 20)*, eds J A Seibert, G T Barnes and R G Gould, 429-460, (Woodbury, NY: American Institute of Physics).
- Guibelalde, E., Vañó, E. Fernández, JM, González, L., Alberdi, J. Molinero, A. 2001. *Experimental determination of blurring in X-ray fluoroscopy last image hold due to patient movement and its repercussion to patient doses*. International Conf. on the Radiation Protection of Patients. Málaga, 26-30 March 2001. IAEA-CN-85-167, 714-718.
- Halpern, E.J., 1995. *A test pattern for quality control of laser scanner and CCD film digitizers*. J.D. Imaging, **8**: 3-9.
- Harrison D, Ricciardello M and Collins L. 1998. *Evaluation of radiation dose and risk to the patient from coronary angiography*. Aust. N.J. Med., 28(5), 597-603.
- Haus A.G. and Jaskulski S.M.1997. *The Basics of Film Processing in Medical Imaging*. Medical Physics Publishing. Madison Wisconsin.
- Hemmingsson A, Jung B and Ytterberg C. 1983. *Ellipsoidal body phantom for evaluation of CT scanners*. J. Comp. Asst. Tomogr. **7** 503-508.
- (*) Hendee WR, editor. 1985. *The selection and performance of the radiologic equipment* (Baltimore: Ed. Williams and Wilkins).

- Herman, G.T. 1980. *Image reconstruction From Projections, the fundamentals of Computerized Tomography*. New York, Academic Press.
- High M. 1994. *Digital fuoro acceptance testing: the AAPM approach*. In *AAPM Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Equipment*. Medical Physics Monograph 20. J.A. Seibert, G. T. Barnes, R. G. Gould editors. AAPM. 709-730.
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1980. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part I. X-Ray Tubes and Generators*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1981. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part II. X-Ray image intensifier Television Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1981. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part III. Computed Tomography X-ray Scanners*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1983. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part VI. X-Ray image Intensifier Fluorography Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1984. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part IV, X-Ray Intensifying Screens, Films, Processors and Automatic Exposure Control Systems*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- (*) HPA (Hospital Physicists' Association). 1985. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Part V, Conventional Tomographic Equipment*. HPA Topic Group Report, T.G.R. 32, (London: HPA).
- Huang, H.K. 1987. *Elements of Digital Radiology, A professional Handbook and Guide*. New Jersey, Prentice Hall.
- IAEA (International Atomic Energy Agency). 1994. *International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources*. Interim edition. Safety Series No. 115-1, (Vienna: IAEA).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1981. *Protection against Ionizing Radiation from External Sources used in Medicine*. ICRP Publication 33. Annals ICRP **9(1)** (Oxford: Pergamon Press).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1982. *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology*. ICRP Publication 34. Annals ICRP **9(2/3)** (Oxford: Pergamon Press).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1987. *Data for Use in Protection Against External Radiation* ICRP Publication 51. (Oxford: Pergamon Press).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1987. *Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP*. ICRP Publication 52 Annals ICRP **17(4)**. (Oxford: Pergamon Press).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). *Radiological Protection and Safety in Medicine*. ICRP Publication 73. (Oxford: Pergamon Press).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1991. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. Annals ICRP **21(1-3)** (Oxford: Pergamon Press).

- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1997. *General Principles for the Radiation Protection of Workers*. ICRP Publication 75. (Oxford: Pergamon Press).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1988. *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of capacitor discharge X-ray generators*. Publication IEC 60601-2-15 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray source assemblies and X-ray tube assemblies for medical diagnoses*. Publication IEC 60601-2-28 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Characteristics of focal spot in diagnostic X-ray tube assemblies for medical diagnoses*. Publication IEC 60336 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part I: General aspects*. Publication IEC 61223-1 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-1: Constancy Tests - Film processors*. Publication IEC 61223-2-1 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-2: Constancy Tests - Radiographic cassettes and film changers - Film-screen contact and relative sensitivity of the screen-cassette assembly*. Publication IEC 61223-2-2 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-3: Constancy Tests - Darkroom safelight conditions*. Publication IEC 61223-2-3 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-4: Constancy Tests - Hard copy cameras*. Publication IEC 61223-2-4 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-5: Constancy Tests - Image display devices*. Publication IEC 61223-2-5 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-6: Constancy Tests - X ray Equipment for Computed Tomography*. Publication IEC 61223-2-6 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – Collateral standard: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment*. Publication IEC 60601-1-3 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of associated equipment of X-ray equipment*. Publication IEC 60601-2-32 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 1: Determination of the entrance field size*. Publication IEC 61262-1 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 2: Determination of the conversion factor*. Publication IEC 61262-2 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.

- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 3: Determination of the luminance distribution and luminance non-uniformity.* Publication IEC 61262-3 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 4: Determination of the image distortion.* Publication IEC 61262-4 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 5: Determination of the detective quantum efficiency.* Publication IEC 61262-5 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 6: Determination of the contrast ratio and veiling glare index.* Publication IEC 61262-6 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1995. *Medical electrical equipment - Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 7: Determination of the modulation transfer function.* Publication IEC 61262-7 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1996. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-2: Acceptance tests - Imaging performance of mammographic X-ray equipment.* Publication IEC 61223-3-2 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1996. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-3: Acceptance tests – Equipment for digital subtraction angiography (DSA).* Publication IEC 61223-3-3 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1997. *Diagnostic X-ray imaging equipment – Characteristics of mammographic anti-scatter grids.* Publication IEC 61953 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1997. *Cassettes for medical X-ray diagnosis – Radiographic cassettes and mammographic cassettes.* Publication IEC 60406 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1998. *Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high-voltage generators of diagnostic X-ray generators.* Publication IEC 60601-2-7 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1998. *Medical electrical equipment-Part 2-45: Particular requirements for the safety of mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices.* Publication IEC 60601-2-45 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. *Determination of the permanent filtration of X-ray tube assemblies.* Publication IEC 60522 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. *Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography.* Publication IEC 60601-2-44 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-7: Constancy tests – Equipment for intra-oral dental radiography excluding dental panoramic equipment..* Publication IEC 61223-2-7 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-9: Constancy tests – Equipment for indirect radiology and indirect radiography.* Publication IEC 61223-2-9 (Geneva: IEC).

- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-10: Constancy tests - X-ray equipment for mammography*. Publication IEC 61223-2-10 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-11: Constancy tests – Equipment for general direct radiography*. Publication IEC 61223-2-11 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-1: Acceptance tests - Imaging performance of X-ray equipment for radiographic and radioscopy systems*. Publication IEC 61223-3-1 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 2000. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-4: Acceptance tests – Imaging performance of dental X-ray equipment*. Publication IEC 61223-3-4 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 2000. Medical electrical equipment. Part 2-43: *Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures*. Publication IEC 60601-2-43 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1999. Medical electrical equipment. Part 2-44: *Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. Publication IEC 60601-2-44 Ed.1 (Geneva: IEC).
- INSALUD. 1993. *Manual General de Protección Radiológica*. (Madrid: Instituto Nacional de la Salud).
- IPEM (The Institute of Physics and Engineering in Medicine). 1997. *Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems*. Report 77 (IPEM, York).
- IPEMB (The Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology). 1996. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Report 32. Part II. X-Ray Image Intensifier Television Systems*. 2nd Edition. (York IPEMB).
- IPEMB (The Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology). 1996. *Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray used in Medicine, Report 32. Part VI. X-Ray Image Intensifier Fluorography Systems*. 2nd Edition. (York IPEMB).
- (*) IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). 1991. *National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology*. Dosimetry working party of the Institute of Physical Sciences in Medicine, (York: IPSM).
- (*) IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). 1994. *The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems*. Topic Group Report 59, 2nd edition (York: IPSM).
- (*) IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). 1997. *Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems*. Report N° 77, (York: IPSM).
- ISO 2092:1981, *Light metals and their alloys – Code of designation based on chemical symbols*.
- Judy PF. 1976. *The line spread function and modulation transfer function of a computer tomography scanner*. Med. Phys. **3** 233-236.
- Judy PF and Adler GJ. 1980. *Comparison of equivalent photon energy calibration methods in computed tomography*. Med. Phys. **7** 685-691.
- Kal HB, J Zoetelief. 1996. *Proposed criteria for acceptability of radiological and nuclear medicine installations*. TNO-report RD-I/9602/367.

- Kimme-Smith C, Basset LW, Gold RH. 1988. *Focal spot size measurements with pinhole and slit for microfocus mammography units*. Med. Phys. **15** 298-303.
- Kimme-Smith C and Chatziioannou A. 1993. *Mammography focal spot measurement with a star pattern: Techniques to avoid inaccuracies*. Med. Phys. **20** 93-97
- Klein, R., Aichinher, H., Dierket, J., Jansen, J.T.M., Joit-Barfuß, S., Säbel, M., Schulz-Wendtland, R. and Zoetelief, J. 1997. *Determination of Average Glandular Doses with Modern Mammography Units for Two Large Groups of Patients*. Phys. Med. Biol. 42(4), 651-671.
- Kotre CJ, Robson KJ and Faulkner K. 1993. *Assessment of X-ray field alignment in mammography*. Brit. J. Radiol **66** 155-157.
- Launders J H, McArdle S, Workman A and Cowen A R. 1995. *Update on the recommended viewing protocol for FAXIL threshold contrast detail detectability test objects used in television fluoroscopy*. Brit. J. Radiol., **68**: 70-77.
- Law J. 1991. *The measurement and routine checking of mammography X-ray tube kV*. Phys. Med. Biol. 36 1133- 1139.
- Law J. 1993. *Measurement of focal spot size in mammography X-ray tubes*. Brit. J. Radiol. 66 44-50.
- Lim, A.J., 1996. *Image quality in films digitizers: testing and quality assurance*. RSNA Categorical Course in Physics, 183-193.
- Lin, PP. 1982. An alignment testing device for compliance testing of PBL automatic collimators, in *AAPM Proceeding Series No. 1, Acceptance Testing of Radiological Imaging*, 183-196, (New York: American Institute of Physics in Medicine).
- Lin, PP. 1994. Technical considerations of equipment selection and acceptance testing of cardiovascular angiography systems, in *Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment (Proceedings of Summer School)* (AAPM, 20), eds J A Seiber., O T Bames arid R O Oould, 597-635, (Woodbury, NY: American Institute of Physics).
- Lin P-J P. 1995. *Periodic Testing of Equipment en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Physical and Technical Aspects of Angiography and Interventional Radiology*, 233-241. RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Lin P-J P. 1998. *Quality Control of Cardiac Catheterization Equipment: Measurement of Other Important Baseline Parameters*, en Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Cardiac Catheterization Imaging, 191-202 .RSNA (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Malone JF, Marsh DM and Cooney R 1993. Automatic and preprogrammed exposure (APEX) selection in fluoroscopy through indirect control: an update on the concept of AEC, in *Radiation Protection in Interventional Radiology*, eds K Faulkner and D Teunen, 17-24. British Institute of Radiology (London, UK).
- Marshall N W, Lecomber A R, Kotre C J and Faulkner K. 1998. *Fluoroscopy Quality Assurance Measurements: Automatic Exposure Rate Control and Image Quality*. Rad. Prot. Dos., 80, Nos. 1-3. 69-72
- Martin CJ, Sutton DG, Workman A. Shaw AJ and Temperton D. 1998. *Protocol for measurement of patient entrance surface dose rates for flurosopic X-ray equipment*. Br. J. Radiol. **71**, 1283-1287.
- McCullough EC, Payne JT, Baker HL, Hatteiy RR, Sheedy PF, Stephens DH and Oedgaudus E. 1976. *Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA, and Delta scanners*. Radiology 120 173-188.
- McKinney W. 1988. *Radiographic Processing and Quality Control*. (Philadelphia: J.B. Lippincott).

- MDD (Medical Device Directorate). 1994. MDD Evaluation Report: *The testing of X-ray image intensifier-television Systems*. 4th Edition of a Department of Health Working Group Report Version 1.4. MDD/94/07. (London: MDD).
- Meeder, R.J.J., 1995. *Test for evaluating laser film digitizer*. Med. Phys. **22**, Pag.: 635-642.
- Millner MR, Payne WH, Waggener RO, McDavid WD, Dennis MJ and Sank VJ 1978. *Determination of effective energies in CT calibration*. Med. Phys. **5** 543-545.
- (*) Moores BM, Hensaw ET, Watkinson SA and Percy BJ. 1987. *Practical Guide to Quality Assurance in Medical Imaging*. (London: John Wiley & Sons).
- Nawfel RD, Chan KH, Wagenaar DJ, Judy PF. 1992. Evaluation of video gray-scale display. Med Phys, May-Jun; 19(3):561-7
- NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1978. *Instrumentation and Monitoring Methods for Radiation Protection*. Report No. 57. (Bethesda, MD: NCRP).
- NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1981. *Radiation Protection in Pediatric Radiology*. Report No. 68. (Bethesda, MD: NCRP).
- (*) NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1986. *Mammography—A Users's Guide*. Report No. 85
- (*) NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1988. *Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment*. Report No. 99 (Bethesda, MD: NCRP).
- NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1989. *Medical X-ray, electron beam and gamma ray protection for energies up to 50 MeV (equipment design, performance and use)*. Report No. 102 (Bethesda, MD: NCRP).
- NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1990. *Implementation of the Principle of As Low As Reasonably Achievable (ALARA) for Medical and Dental Personnel*. Report No. 107.
- Nosil J, Pearce Kl and Stein RA. 1989. *Linearity and contrast scale in computed tomography*. Med. Phys. **16** 110-113.
- NRPB (National Radiation Protection Board). 2000. *Reference Doses and Patient Size in Paediatric Radiology*. R318
- (*) OMS (Organización Mundial de la Salud). 1984. *Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico*. OMS y OPS (Organización Panamericana de la Salud). Public. Científica n° 469. (Ginebra: OMS).
- Parsons DM, Yongmin K, Haynor D. 1995. *Quality Control of Cathode-Ray Tube Monitors for Medical Imaging Using a Simple Photometer*. Journal of Digital Imaging, Vol 8, N° 1, pp 10-20
- Perry BJ and Edyvean. 1989. *Quality control in computed tomography scanners. Technical and physical parameters for quality assurance in medical diagnostic radiology*, eds BM Moores, FE Stieve, H Eriskat and H Schibilla, BIR Report 18, (London: British Institute of Radiology) 87-90.
- Rosenstein M, Andersen LW and Warner. 1985. *Handbook of glandular tissue doses in mammography*. HHS Publication FDA85-8239. (Rockville, MD, USA: CDRH).
- Rothenberg RN and Pentlow KS. 1992. *Radiation dose in CT*. Radiographics **12** 1225-1243.

- Rowlands J A. 1994. *Fluoroscopic systems and viewing considerations, in Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment (Proceedings of Summer School)* (AAPM, 20), eds J A Seibert, G T Barnes and R G Gould, 483-497.(American Institute of Physics, Woodbury, NY, EE.UU.).
- RSNA (Radiological Society of North America) .1992. Categorical Course on “*Physics: Technical Aspects of Breast Imaging*”. RSNA Publications, Oak Brook. Illinois.
- RSNA (Radiological Society of North America). 1995. *Syllabus: A Categorical Course in Physics*. Physical and technical aspects of Angiography and Interventional Radiology. Ed. por S. Balter. (RSNA, 2021 Spring Road, Suite 600, Oak Brook, IL 60521)
- RSNA (Radiological Society of North America). 1996. *Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technology update and quality improvement of diagnostic X-ray imaging equipment*. Ed. por R.G. Gould. pp. 81-102. (RSNA, 2021 Spring Road, Suite 600, Oak Brook, IL 60521).
- RSNA (Radiological Society of North America). 1998. *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. Cardiac Catheterization Imaging*. Ed. por E.L. Nickoloff and K.J. Strauss (RSNA, 2021 Spring Road, Suite 600, Oak Brook, IL 60521).
- Samei E, Seibert JA, Willis CE, Flynn MJ, Mah E, Junck KL. 2001. *Performance evaluation of computed radiography systems*. Medical Physics 2001 Mar; 28(3):361-71
- Schneiders NJ and Bushong SC. 1978. *Single-step calculation of the MTF from the ERF*. Medical Physics **5**, 31-33.
- Seibert, J.A, Barnes G.T. 1994. *Photostimulable Phosphor System Acceptance Testing*. AAPM Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment. Medical Physics Monograph n° **20**, 771-800.
- Seibert, J.A., 1999. *Film digitizers and laser printers*. AAPM Monograph n° **25**, pag.: 107-133.
- Shepard S.J. 1996. *Road Mapping, Last-Image Hold and Pulsed Fluoroscopy: A technology review*, en Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, 111-118 . RSNA Categorical Course in Physics (Oak Brooke: Radiological Society of North America).
- Shope TB, Oagne RM and Johnson OC. 1981. *A method to describe the doses delivered by transmission X-ray computed tomography*. Med. Phys. **8** 488-495.
- Shrimpton PC, Wall BF, Jones DO, Fisher ES, Hillier MC, Kendall OM and Harrison RM. 1986. *Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England*. Brit. J. Radiol **59** 749-758.
- SMPTE, 1986. *SMPTE recommended practice specifications for medical diagnostic imaging test pattern for television monitors and hard copy recording cameras*. Society of Motion Picture and Engineers. RP-133. SMPTE J. 693-695.
- Spokas JJ. 1982. *Dose descriptors for computed tomography*. Med. Phys. **9** 288-292.
- Starritt HC, Faulkner K, PF Wankling, Cranley K, Robertson J and Young K. 1995. *Quality Assurance in Dental Radiology*. The Institute of Physical Science in Medicine, Report No. 67, York, UK. ISBN 0 904181 67 7.
- Suleiman O H, Conway B J, Quinn P, Antonsen R G, Rueter F G et al. 1997. *Nationwide survey of fluoroscopy: radiation dose and image quality*. Radiology, **203**: 471-476.

- Suzuki A and Suzuki MN. 1978. *Use of a pencil shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan.* Med. Phys. **5** 536-539.
- The Royal College of Radiology. *Clinical Audit in Radiology.* Godwin R., De Lacey G. and Manhire A, editors, 1996.
- Tosi G and Torresin A. 1993. *Design criteria for and evaluation of phantoms employed in computed tomography.* Rad. Prot. Dosim. **49** (1/3) 223-227.
- Trueblood, J.H., 1993. *Radiographic film digitization.* Digital Imaging, AAPM Medical Physics Monograph n° **22**, 99-122.
- UNE (Norma Española). 1975. *Protección a la radiación de los equipos médicos de Rayos X, de 10 kV a 400 kV.* UNE-20-569-75, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1977. *Dimensiones del campo de entrada de los intensificadores de imagen electro-ópticos en radiología.* UNE-20-576-77, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1989. *Sistemas de calidad. Modelo para el aseguramiento de la calidad en el diseño/desarrollo, la producción, la instalación y el servicio postventa.* UNE 66-901-89, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1990. *Determinación de la distorsión de imagen en los intensificadores de imagen de rayos X electro-ópticos.* UNE-20-561-90, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1990. *Vocabulario electrotécnico. Radiología médica y física radiológica.* UNE-20-666-90, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1994. *Ensayos de evaluación e individuales en departamentos de imagen médica. Parte 2-5: Ensayos de constancia. Dispositivos de visualización de la imagen.* EN 61223-2-5, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1998. *Ensayos de evaluación e individuales en departamentos de imagen médica. Parte 3-2: Ensayos de aceptación. Funcionamiento de los mamógrafos de rayos X en lo referente a la imagen.* EN 61223-3-2, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 1999. *Equipos de rayos X de diagnóstico por imagen. Características de las rejillas antidifusoras para mamografía.* EN 61953, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- UNE (Norma Española). 2000. *Equipos electromédicos. Parte 245: requisitos particulares para la seguridad de equipos mamográficos de rayos X y dispositivos mamográficos de estereotaxia.* EN 60601-2-45, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación).
- University of Leeds. 1992. *X-ray test objects. Instruction manual.*
- Van den Berg, L., Aarts, J.C.N.M., Beentjes, L.B., van Dalen, P. et al. 1998. *Guidelines for Quality Control of Equipment used in Diagnostic Radiology in the Netherlands.* Radiation Protection Dosimetry, **80**(1-3), pp 95-97
- Vañó, E., et al. 1991. *Recommendations of 1990 from the International Commission of Radiological Protection: implications in diagnostic radiology.* Proceedings of the International Conference of Implications of the new ICRP Recommendations on Radiation Protection Practices. Ed. SEPR. Salamanca.
- Vañó E, González L, Moran P, Calzado A, Delgado V, Fernández JM y Ruiz MJ. 1992. *Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico.* Radiología **34** 27-31.

- Wagner LK , Archer BR and Cerra F. 1990. *On the measurement of half-value layer in film screen mammography*. Med. Phys. **17** 989-997.
- Wagner AJ, Barnes GT and Wu X. 1991. *Assessing fluoroscopic contrast resolution: a practical and quantitative test tool*. Med. Phys. 894-899.
- Wagner LK, Fontenla DP, Kimme-Smith C, Rothenberg LN, Shepard J and Boone JM. 1992. *Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters*. Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No 6. Med. Phys. **19** 231-241.
- White DR and Speller RD. 1980. *The measurement of effective photon energy and "linearity" in computerized tomography*. Brit. J. Radiol. **53** 5-11.
- Wu X, Barnes GT and Tucker DM. 1991. *Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography*. Radiology **179** 143-148.
- Wu X, Gingold EL, Barnes GT and Tucker DM. 1991. *Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography*. Radiology **193** 83-89.
- Young, K. C., Wallis, M. G., Blanks, R.G. and Moss, S.M. 1997. *Influence of number of views and mammographic film density on the detection of invasive cancers: results from the NHS Breast Screening Programme*. Br. J. Radiol. 70, 482-488.
- Zoetelief, J., Fitzgerald, M., Leitz, W. and Säbel, M. 1996. *European Protocol on Dosimetry in Mammography*. EUR Report 16263. Luxembourg: European Community.

ANEXO I: GLOSARIO¹ DE TÉRMINOS UTILIZADOS

Las definiciones que aparecen en este glosario están particularizadas para su uso en este protocolo. Su utilización fuera de este campo de aplicación podría ser imprecisa.

Accidente en unidades asistenciales de radiodiagnóstico: Pérdida de control del equipo de rayos X, considerado como fuente de radiación, que ocasiona la irradiación involuntaria del paciente, de los profesionales o del público.

Ampliación de la imagen: Cociente entre las dimensiones de la imagen y las del objeto.

Amplitud del ruido de la señal de vídeo: Amplitud del ruido en la señal correspondiente a la imagen y que corresponde a la suma del ruido de la cámara de TV y del ruido cuántico.

Amplitud de la señal de vídeo: Amplitud instantánea de la señal de vídeo medida entre el nivel de blanco (valor máximo de la señal de vídeo) y el nivel de negro.

Ángulo tomográfico: En tomografía convencional, amplitud del desplazamiento del tubo de rayos X expresada en grados.

Artefactos: Irregularidades de densidad óptica en una imagen radiográfica no relacionadas con las propiedades del objeto. Pueden estar producidas por dispositivos del equipo que están dentro del haz de rayos X, suciedad en las cartulinas, electricidad estática, procesado de la imagen, almacenamiento o manipulación de las películas, etc.

Auditoría de un programa de garantía de calidad: Examen o revisión sistemáticos de los procedimientos de actuación previstos en el programa de garantía de calidad, que tiene por objeto verificar su cumplimiento. La auditoría debe conducir a modificación de los procedimientos documentados cuando sea apropiado y a la aplicación de nuevas normas cuando sea necesario, para mejorar el uso de los recursos, su seguimiento y el producto final.

Auditoría externa: Auditoría de un programa de garantía de calidad realizada por la Administración Sanitaria u otra entidad con competencias sobre el nivel de calidad de la unidad asistencial de radiodiagnóstico.

Auditoría interna: Auditoría de un programa de garantía de calidad realizada por el personal de la unidad asistencial de radiodiagnóstico (o por el grupo o entidad que esté colaborando en la aplicación del programa de GC).

Aumento: Ver ampliación de la imagen.

Aumento central: En un tubo intensificador: se define como el cociente entre las longitudes de la imagen y del objeto, siendo este último de pequeño tamaño y estando colocado en el plano de entrada y simétricamente con respecto al eje de simetría principal del tubo intensificador.

Banco de negatoscopios: Estructura indivisible formada por varios negatoscopios, cada uno con encendido independiente. A estos negatoscopios se les puede llamar cuerpos del banco de negatoscopios.

Brillo: Es la magnitud apropiada para medir la uniformidad de la luz de un negatoscopio o de un monitor y, en general, de un foco extenso de luz. Se define como la intensidad luminosa por unidad de área. Su unidad es el nit (nt); $1 \text{ nt} = 1 \text{ cd/m}^2$.

"Bucky": Dispositivo que puede incluir el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición.

Calidad de imagen: Medida de la adecuación de la imagen a los requisitos necesarios para un correcto diagnóstico. La calidad de imagen es tanto mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica que motivó la prescripción de una exploración con rayos X.

Campo de entrada del intensificador: Área del plano de entrada que es visualizada en la imagen.

Campo de radiación: Sección plana del haz de radiación perpendicular al eje del mismo. Se puede definir a cualquier distancia del foco del haz.

Campo luminoso: Sección plana del haz luminoso perpendicular al eje del mismo. Se utiliza para delimitar el haz de radiación.

¹ Se puede consultar el "Multilingual Glossary of Terms Relating to Quality Assurance and Radiation Protection in Diagnostic Radiology, July 1999. EUR 17538" (http://www.cordis.lu/fp5-euratom/src/lib_docs.htm)

CEI: Siglas del Comité Electrotécnico Internacional.

CENELEC: Siglas (en francés) del Comité Europeo para Estandarización Electrotécnica.

Cinefluorografía: Técnica radiológica empleada en el estudio de patologías cardiovasculares. La imagen es captada por una cámara de cine y registrada sobre rollos de película de 35 mm.

Coefficiente de linealidad: Es un indicador que mide la relación lineal entre dos magnitudes A y B. Para ello se mide el valor de A obtenido para n distintos valores consecutivos de B (B_1, B_2, \dots, B_n). El coeficiente de linealidad se establece, para cada par de valores consecutivos así obtenidos, mediante la expresión

$$\frac{|A_i - A_{i-1}|}{A_i + A_{i-1}}$$

donde A_i y A_{i-1} y son los valores medidos de A cuando se han elegido B_i y B_{i-1} como valores nominales de B respectivamente.

Colimador: Dispositivo, generalmente de plomo, situado a la salida del tubo de rayos X que permite dar forma al haz de rayos X y limitar su tamaño.

Compensación del control automático de exposición: Propiedad del control automático de exposición que nos permite obtener imágenes de la misma densidad óptica con independencia de las diferencias en el espesor del objeto o en la técnica radiográfica. Depende de la respuesta del detector (o de la cámara) a las variaciones de la calidad del haz o de la tasa de dosis.

Compensación del control automático de intensidad para distintos espesores y tensiones: En los equipos fluoroscópicos convencionales el CAI actúa manteniendo constante la tasa de dosis a la entrada del intensificador de imagen independientemente del espesor del paciente y de la tensión seleccionada. Por tanto, el CAI opera compensando las diferencias.

Complementario: En este Protocolo, este término se usa para calificar aquellas pruebas cuya realización y superación se consideran recomendables, pero no imprescindibles, para poder garantizar el correcto funcionamiento de un equipo de rayos X en sus aspectos esenciales de calidad de imagen y dosis al paciente.

Condiciones clínicas: Parámetros de la técnica radiográfica y condiciones geométricas a utilizar para obtener información del funcionamiento del sistema en las condiciones de uso clínico habituales en cada centro.

Condiciones de referencia: Parámetros de la técnica radiográfica y condiciones geométricas a utilizar para obtener información del funcionamiento del sistema en condiciones definidas que permitan comparar los resultados obtenidos en los distintos controles. Estas condiciones no tienen que coincidir necesariamente con las habituales para obtener las imágenes clínicas en cada centro.

Constancia: Estabilidad en el valor de un parámetro durante un plazo de tiempo grande (mientras no se produzcan cambios sustanciales en el equipo o no se modifiquen voluntariamente las condiciones impuestas). El valor de un parámetro podrá considerarse constante cuando su desviación con respecto al valor de referencia sea inferior a la reproducibilidad de dicho valor de referencia. Se conoce también como reproducibilidad a largo plazo.

Contraste de la imagen: Es la cualidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno (por ejemplo, las diferencias de densidades ópticas entre dos elementos adyacentes de una imagen radiográfica).

Contraste de la imagen en un monitor: Razón entre el brillo máximo y mínimo visualizada en el monitor. Generalmente es menor de 300 en condiciones habituales. Para la lectura de radiografías digitales no deberá ser menor de 100.

Contraste del objeto: Diferencias inherentes en la atenuación de los rayos X entre el objeto que se visualiza y su entorno.

Control automático de brillo (CAB): En los equipos fluoroscópicos (fluorográficos) convencionales: dispositivo que actúa manteniendo constante la tasa de dosis a la entrada del tubo intensificador independientemente de las características de atenuación del paciente o de la zona en estudio mediante el control automático de la intensidad de la corriente del tubo de rayos X y/o la tensión. La finalidad última es mantener un brillo constante en el monitor de TV o una DO adecuada en las películas.

Control automático de exposición (CAE): Dispositivo del equipo de rayos X mediante el cual se controla la carga del tubo cortándose ésta automáticamente al alcanzarse el valor de exposición para el que está previamente ajustado. En ciertos equipos, el CAE puede también controlar automáticamente la tensión del tubo.

Control automático de intensidad (CAI): En los equipos fluoroscópicos de adquisición digital, dispositivo que actúa sobre la tensión, el tipo de pulso o la corriente del tubo de rayos X, número de imágenes adquiridas por segundo de acuerdo con las características de atenuación del paciente y el tipo de procedimiento diagnóstico. Los objetivos de este dispositivo pueden ser varios (reducción de dosis al paciente, mantener la calidad de la imagen, etc.) en función del tipo de procedimiento diagnóstico que se realiza.

Control de calidad: Forma parte de la garantía de calidad. Operaciones de medida destinadas a evaluar los parámetros característicos del funcionamiento de un equipo que pueden ser medidos y controlados, al objeto de verificar si sus valores se encuentran dentro de los márgenes de tolerancia exigibles para asegurar su correcta operación.

Criterios de aceptabilidad: Premisas o normas que constituyen requerimientos mínimos para el funcionamiento de un equipo, y cuyo incumplimiento debe dar lugar a una intervención. Según el Real Decreto 1976/1999 (artº 14), un equipo en el que, tras detectarse anomalías importantes que puedan suponer una falta de seguridad radiológica, un deterioro de la calidad de imagen o valores de dosis por encima de los niveles de referencia, sea reparado y, tras su reparación, no cumpla los criterios de aceptabilidad que se definen en el anexo III del decreto, debe quedar fuera de uso.

Cuadro: Imagen individual (fotograma) que es registrada en cada una de las diferentes modalidades fluorográficas. La imagen final puede estar formada por uno o varios fotogramas.

Cuarto oscuro: Sala dedicada a la manipulación y procesado de la película radiológica en condiciones de estanqueidad a la luz blanca y dotada de luces de seguridad.

Curva característica: Gráfica que representa la relación entre las densidades ópticas de una película radiográfica (en ordenadas) y el logaritmo de las exposiciones proporcionadas a la película (en abscisas).

Deberá: Forma verbal que indica que el cumplimiento de un requisito es obligatorio para estar conforme con una determinada norma o tolerancia.

Debería: Forma verbal que indica que el cumplimiento de un requisito está fuertemente recomendado, aunque no obligatorio, para estar conforme con una determinada norma o tolerancia.

Definición: Capacidad de un sistema de formación de imagen para delimitar un borde.

Densidad de base: Densidad óptica de la base de soporte de la película.

Densidad de base + velo ($DO_{\text{base+velo}}$): Densidad óptica de una película igual a la suma de la densidad de base y de cualquier otro efecto del revelado sobre la emulsión radiográfica no expuesta.

Densidad óptica: Se define como:

$$DO = \log \left(\frac{I_o}{I} \right)$$

en donde I_0 es la intensidad de la luz incidente en la película e I la intensidad de la luz transmitida por ella.

Densidad óptica clínica: En mamografía, la densidad óptica habitual en las imágenes clínicas, medida en el punto de referencia sobre una imagen del maniquí estándar obtenida en las condiciones clínicas.

Densidad óptica de referencia: En mamografía, es igual a $1,0 + DO_{\text{base + velo}}$ medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia.

Densidad óptica neta: Densidad óptica de la película restada la densidad correspondiente a la base más el velo.

Desviación: Diferencia entre el valor medido (y_m) y el valor de referencia (y_r) de una magnitud (o el valor nominal). Se puede expresar en términos absolutos ($y_m - y_r$) o relativos (en %) en la forma:

$$\frac{y_m - y_r}{y_r} \cdot 100$$

Cuando el parámetro controlado toma distintos valores dentro de un intervalo, puede tomarse la desviación, absoluta o relativa, como los valores máximos respectivos encontrados en todo el intervalo de medidas.

Detalle: Estructura de la imagen de pequeño tamaño.

Diámetro útil del campo de entrada del intensificador de imagen: Dimensión del campo de entrada cuando la distancia entre el foco del tubo de rayos X y el plano de entrada del intensificador es 1 m.

Distancia foco-película (o receptor de la imagen) (DFP): Distancia medida a lo largo del eje del haz de radiación desde su foco hasta el plano de la película (o del receptor de la imagen).

Distancia foco-superficie (DFS): Distancia medida a lo largo del eje del haz de radiación desde su foco hasta la superficie del paciente o del maniquí.

Distorsión de la imagen: En los tubos intensificadores de imagen, se define como la variación del aumento (en función de la posición y/o de la dirección), en el plano imagen. La distorsión de la imagen se expresa con respecto a un aumento de referencia (*aumento central*) y como función bien de la posición (*distorsión diferencial radial* de la imagen) o bien del tamaño del objeto (*distorsión integral de la imagen*).

Distorsión de tipo cojinete: Es debida a la forma convexa de la pantalla de entrada del intensificador de imagen frente a la forma plana de la pantalla de salida. Esto da lugar a diferencias entre la longitud de las trayectorias que siguen los electrones en el centro y en los bordes del tubo intensificador.

Distorsión de tipo "S": Debida a la modificación que sufre la trayectoria de los foto-electrones dentro del intensificador de imagen bajo la acción de campos magnéticos externos. Este tipo de distorsión puede estar asociada con la rotación que se observa en la imagen final cuando el conjunto mesa / intensificador de imagen está inclinado. Puede visualizarse cuando se coloca una retícula en el plano de entrada del intensificador de imagen y se observa como la mitad superior de la imagen está desplazada con respecto a la inferior.

Distorsión diferencial radial de la imagen: En los tubos intensificadores de imagen: distorsión que depende de la posición del objeto en el plano de entrada.

Distorsión integral de la imagen: Distorsión de la imagen de un objeto de prueba circular situado en el plano de entrada del tubo intensificador.

Dosimetría al paciente: Medida o conjunto de medidas destinadas a obtener información sobre la dosis recibida por el paciente en una exploración mediante rayos X.

Dosis al paciente: Término genérico dado a distintas magnitudes dosimétricas aplicadas a un paciente o a un grupo de pacientes.

Dosis glandular media (DG): Término de referencia (ICRP, 1987) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X. Es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de un 50 % de tejido adiposo y un 50 % de tejido glandular.

Dosis glandular estándar (DGS): Valor de la dosis glandular media para la mama estándar calculada a partir de las medidas realizadas con el maniquí estándar.

Dosis por cuadro: Dosis impartida en la obtención de cada uno de los encuadres o fotogramas individuales. Su valor depende también de la modalidad fluorográfica.

Dosis de referencia: Ver valor de referencia de dosis.

Dosis en aire en la superficie de entrada (DSE): Es el kerma en aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión, medido en la superficie de entrada del objeto irradiado y en el eje del haz de radiación.

Dosis en tejido a la entrada (D_e): También llamada "dosis en músculo a la entrada", hace referencia a la dosis absorbida por un tejido blando o por agua. Se obtiene a partir de la dosis en aire en la superficie de entrada, ya definida, tomando en consideración que en aquel material se produce diferente absorción de energía que en el aire:

$$D_e = DSE \frac{(m_{en}/r)_{\text{agua}}}{(m_{en}/r)_{\text{aire}}}$$

Aunque dependen de la energía de los fotones, los valores del cociente entre los coeficientes de absorción másicos del agua y del aire para los espectros de rayos X típicos en radiodiagnóstico (desde 40 hasta 140 kV) sólo oscilan entre 1,05 y 1,07. Por lo tanto, puede estimarse un factor promedio de 1,06 para pasar de la "dosis en

aire en la superficie de entrada" a la dosis en tejido a la entrada, es decir

$$D_e = DSE \cdot 1,06$$

Dosis promedio en barrido múltiple (MSAD): En tomografía computarizada, es una magnitud dosimétrica definida de manera similar al índice de dosis en TC (CTDI):

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{+I/2} D_{N,I}(z) dz$$

siendo $D_{N,I}(z)$ el perfil de dosis a lo largo de la línea perpendicular al plano de corte, para N cortes con una separación I constante entre los cortes.

Efecto talón: Variación en la uniformidad de un haz de rayos X a lo largo del eje ánodo-cátodo como consecuencia de la autoabsorción del ánodo.

Encuadre: Ver cuadro.

Energía efectiva (o equivalente) del haz: Es la energía de un haz monoenergético de fotones que se atenúe lo mismo que el haz real.

Equipamiento: En el ámbito de este protocolo, se entiende por equipamiento el conjunto de equipos e instrumentos que participan en el proceso de obtención, interpretación, archivado y transporte de imágenes para el diagnóstico. Se incluyen por lo tanto equipos de rayos X en todas sus variantes, procesadoras, chasis, negatoscopios, impresoras, PACS, CR, etc. No están incluidos elementos fungibles como películas, químicos de revelado, papel de impresión, etc.

Escala de contraste (CS): En tomografía computarizada, es la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT:

$$CS = \frac{m_1 - m_2}{CT_1 - CT_2}$$

Escala de grises: Patrón de grises que comprende desde un nivel de brillo cero a un nivel del 100%, en incrementos del 10%. En general proporcionan una escala de grises de 16 a 32 niveles igualmente espaciados, pero puede utilizarse un número reducido de 11 niveles de grises igualmente espaciados, suministrando dos niveles adicionales que se correspondan a medio escalón, desde el primer y último nivel.

Esencial: En este protocolo, este término se usa para calificar aquellas pruebas que deben formar parte de los controles de calidad a realizar cuando se detecten anomalías en la calidad de la imagen o los valores de dosis o cuando se realicen las pruebas de estado .

Especificaciones de adquisición: Conjunto de parámetros, de características de funcionamiento y de dotaciones de un equipamiento sobre cuya base se realiza la adquisición de un equipo.

Espectro de Wiener: El espectro de Wiener o espectro de ruido describe la fluctuación del ruido en una imagen en función de la frecuencia espacial. Se obtiene calculando la transformada de Fourier de la función de autocorrelación de la señal.

Espesor de corte: En tomografía convencional, espesor de la zona explorada en el que la definición de la imagen es aceptable. Es inversamente proporcional al ángulo tomográfico.

Espesor efectivo de corte: En tomografía computarizada, se define como la anchura a media altura ("FWHM") del perfil de dosis.

Espesor nominal de corte: En tomografía computarizada, es el valor de espesor de corte seleccionado e indicado en la consola de control.

Estabilidad temporal del brillo de un monitor de TV: El cambio en el tiempo del brillo del monitor al visualizar una imagen después de tener la pantalla en blanco durante un determinado periodo de tiempo.

Estado de referencia: Conjunto de valores de referencia de un equipo obtenido mediante una prueba de estado.

Estado de referencia inicial: Estado de referencia obtenido en las pruebas de aceptación del equipamiento, que han de utilizarse como estado de referencia para los siguientes controles de calidad. El estado de referencia inicial servirá para comprobar periódicamente la estabilidad del equipo, a lo largo de su vida útil, o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia, con el que se compararán los controles periódicos sucesivos. El estado de referencia del equipamiento ya existente deberá establecerse con idénticos objetivos.

Exactitud: Diferencia entre el valor medido (y_m) y el valor nominal (y_n) de una magnitud. Se puede expresar en términos absolutos ($y_m - y_n$) o relativos (en %) en la forma:

$$\frac{y_m - y_n}{y_n} \cdot 100$$

Cuando el parámetro controlado toma distintos valores dentro de un intervalo, puede tomarse la exactitud, absoluta o relativa, como los valores máximos respectivos encontrados en todo el intervalo de medidas.

Exposición de referencia: En mamografía, exposición necesaria para obtener, en las condiciones de referencia, una imagen del maniquí estándar o del maniquí de calidad de imagen con la densidad óptica de referencia.

Factor de ampliación: Medida de la ampliación de la imagen. Se calcula como el cociente entre las dimensiones de la imagen y las del objeto. Es igual al cociente entre la distancia foco imagen y la distancia foco objeto.

Factor de conversión: Relación entre dos magnitudes, expresada generalmente como un factor multiplicativo, para convertir el valor de una magnitud en el de la otra.

Factor de exposición del "bucky" o del sistema de rejilla: Es el índice de atenuación de todo el sistema de la rejilla o "bucky". Puede obtenerse mediante la expresión:

$$\frac{D_1 f_1^2}{D_2 f_2^2}$$

donde D_1 y D_2 son los valores de dosis en aire sin retrodispersión medidos en el mismo eje del haz en dos puntos situados sobre el tablero y debajo del sistema de rejilla respectivamente y f_1 y f_2 las distancias correspondientes desde el foco a dichos puntos.

Factor de exposición de rejilla: Es el índice de atenuación de la rejilla. Se calcula como D_1/D_2 donde D_1 y D_2 son los valores de dosis en aire medidos en el mismo punto del plano de la imagen sin y con rejilla en el haz respectivamente.

Factor de retrodispersión: Es la relación entre el valor del kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el medido en idénticas condiciones en ausencia del material dispersor. Depende de la calidad del haz y del tamaño del campo de radiación. Sus valores típicos son de 1,3 a 1,4 para radiología convencional, de 1,05 a 1,1 en mamografía y 1,1 en radiología dental.

Flujo luminoso: Energía luminosa radiada por el foco por unidad de tiempo en todas direcciones y ponderada por la curva de sensibilidad relativa del ojo normal medio humano. Su unidad es el lumen (lm). La relación entre el lumen y el vatio es: 1 W = 683 lm (a 555 nm).

Fluorografía: Técnica radiográfica para obtención de imágenes de estructuras anatómicas en movimiento. El receptor de la imagen primaria en los equipos fluorográficos es clásicamente un intensificador de imagen que convierte la imagen de rayos X en una imagen luminosa que posteriormente es registrada sobre película, utilizando cámaras de pequeño formato con rollos de película de 70 o 105 mm de ancho u hojas de película de 100 mm, o en cine (cinefluorografía) con un rollo de película de 16 o 35 mm. Se utiliza el término **fluorografía convencional** cuando los métodos de obtención de la imagen son puramente analógicos.

Fluorografía de sustracción digital: Las técnicas de sustracción permiten eliminar de la imagen aquellas estructuras que no son esenciales para el diagnóstico por medio de la combinación matemática de imágenes sin y con contraste. En la fluorografía de sustracción digital este procedimiento se realiza con las imágenes adquiridas digitalmente.

Fluoroscopia: Técnica radiográfica para la visualización de estructuras anatómicas en movimiento. En esta técnica, el haz de radiación es emitido de forma continua o pulsada y el receptor de la imagen primaria es un intensificador de imagen que convierte la imagen de rayos X en una imagen luminosa que es captada por una cámara de TV para posteriormente visualizarse en un monitor de TV. Se utiliza el término **fluoroscopia convencional** cuando los métodos de obtención de la imagen son puramente analógicos.

Fluoroscopia de alta tasa de dosis: Modo de operación de algunos equipos fluoroscópicos en los que la tasa de kerma en aire emitido por el tubo de rayos X aumenta de forma importante con objeto de disminuir el ruido en la imagen o aumentar el contraste.

Fluoroscopia pulsada: Modalidad fluoroscópica de adquisición de imágenes en la que el haz de radiación es emitido por el tubo de rayos X de forma intermitente (pulsos de radiación).

Foco: Zona sobre la superficie del ánodo donde se origina el haz útil de rayos X.

Frecuencia del pulso: Tanto en fluoroscopia pulsada como en fluorografía, la frecuencia del pulso es el número de pulsos de radiación que son emitidos por unidad de tiempo.

Función de transferencia de modulación (MTF): La MTF de un sistema de imagen describe la respuesta en frecuencias espaciales de dicho sistema, es decir es una medida de la reducción del contraste asociado al objeto en el proceso de formación de la imagen. La MTF indica dicha reducción sobre todo el espectro de frecuencias espaciales. Formalmente se puede calcular a partir de la transformada de Fourier de la imagen de un punto, de una línea o de un borde.

Gamma del monitor: Valor que caracteriza la relación entre el brillo y la escala de grises.

Ganancia de un intensificador de imagen: Se define como el cociente entre la luminancia de la pantalla de salida (candelas/m²) y la tasa de kerma en aire incidente en la pantalla de entrada (μGy/s).

Garantía de calidad: Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para ofrecer suficiente confianza en que una estructura, un sistema, un componente o un procedimiento funcionará satisfactoriamente con arreglo a las normas aprobadas.

Gradiente medio: La pendiente de la línea que pasa por los puntos $DO_1 = DO_{base + velo} + 0,25$ y $DO_2 = DO_{base + velo} + 2,00$ de la curva sensitométrica de la película.

Haz delgado: Haz de radiación comprendido en un ángulo sólido tan pequeño como sea posible que permite realizar medidas dosimétricas minimizando la contribución de la radiación dispersa.

Haz útil: También denominado haz primario, es el haz de rayos X que atraviesa la ventana del tubo y cuyas dimensiones transversales se limitan con el colimador.

IEC: Ver CEI

Iluminación: Es el flujo luminoso por unidad de área y su unidad es el lux (lx); $1 \text{ lx} = 1 \text{ lm} / \text{m}^2$

Iluminación ambiental: Iluminación producida por las luces naturales o artificiales en el entorno de trabajo, excluida la luz del negatoscopio.

Iluminancia (luminancia): Ver brillo.

Imagen estándar o de referencia: En mamografía, imagen del maniquí estándar, o del maniquí de calidad de imagen, obtenida en las condiciones de referencia.

Incidente en unidades asistenciales de radiodiagnóstico: Pérdida de control del equipo de rayos X, considerado como fuente de radiación, que puede ocasionar la irradiación involuntaria del paciente, de los profesionales o del público.

Incremento: Es la diferencia entre dos valores consecutivos (y_{i+1}) e (y_i) de una magnitud, obtenidos en condiciones distintas. Puede expresarse en términos absolutos ($y_{i+1} - y_i$) o relativos (en %) en la forma siguiente:

$$\frac{y_{i+1} - y_i}{y_i} \cdot 100$$

Indicador global de calidad: Estimador que pondera de modo global las desviaciones en los distintos parámetros objeto del control de calidad del equipamiento, a la vista de las tolerancias permitidas en los mismos, para ofrecer un juicio integral sobre la calidad de dicho equipamiento y sobre su capacidad para generar un producto que satisfaga unos requerimientos de calidad previamente especificados.

Índice de Contraste: Indicador de la pendiente de la curva característica de una película.

Índice de dosis en TC (CTDI): Se define como:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-T}^{+T} D(z) dz$$

siendo T la anchura nominal de corte, n el número de cortes en un barrido y D(z) es el perfil de dosis a lo largo de una línea perpendicular al plano de corte. En la práctica, si se utiliza una cámara de ionización tipo lápiz con una longitud activa de 10 cm, los límites de integración variarán entre -5 cm y +5 cm.

Índice de dosis en TC normalizado (${}_nCTDI$): Se define como:

$${}_nCTDI = \frac{CTDI}{Q}$$

siendo CTDI el índice de dosis en TC y Q la carga del tubo de rayos X expresada en mAs.

Índice de dosis en TC normalizado ponderado (${}_nCTDI_w$): Se define como:

$${}_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{Q}$$

donde $CTDI_w$ es el índice de dosis en TC ponderado y Q la carga del tubo de rayos X expresada en mAs.

Índice de dosis en TC ponderado ($CTDI_w$): Se define como:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

siendo $CTDI_c$ el índice de dosis en TC medido en el centro del maniquí estándar y $CTDI_p$ el medido en la periferia del citado maniquí.

Índice de velo luminoso (“veiling glare index”): Es una medida de la dispersión de la luz en la pantalla del monitor.

Índice de velocidad: Es una medida relativa de la velocidad de una combinación cartulina-película.

Inspección: Verificación realizada para demostrar la conformidad de un producto con los requisitos detallados en sus especificaciones. Por ejemplo, un equipo nuevo debe adaptarse a sus especificaciones de adquisición, y el suministrador debe demostrar su cumplimiento mediante mediciones y controles adecuados.

Instrumentación: En el ámbito de este protocolo, se entiende por instrumentación el conjunto de equipos de medida utilizados para las pruebas de control de calidad. Se incluyen, por lo tanto, analizadores de haces, cámaras de ionización y otros sistemas de detección y medida de la radiación, maniqués de calidad de imagen, objetos de ensayo para comprobaciones geométricas, densitómetros ópticos, etc.

Intensificador de imagen (II): Dispositivo electro-óptico de vacío, con una pantalla de entrada en contacto óptico con un fotocátodo, en el que se forma una imagen electrónica y utilizando una fuente adicional de energía para la intensificación convierte la misma en una imagen lumínica sobre la pantalla de salida.

Intervalo: Conjunto de valores de una magnitud entre dos límites dados. Puede expresarse de forma absoluta como la diferencia entre los valores máximo y mínimo del intervalo o de forma relativa (en %) como

$$\frac{y_{\max} - y_{\min}}{y_{\min}} \cdot 100$$

Justificación: Principio de protección radiológica por el cual una exposición médica de radiodiagnóstico debe producir un beneficio neto suficiente frente al detrimento individual que pueda causar.

Kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK): Es el kerma medido en aire libre (sin retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado.

Límite de resolución: En un sistema de formación de imagen, está relacionado con el menor tamaño de un objeto o la mayor frecuencia espacial de una serie de objetos de contraste dado que es perceptible. Suele determinarse utilizando un patrón con grupos de barras que difieren entre sí en el número de barras por unidad de longitud o pares de líneas/mm (pl/mm). El límite de resolución viene dado por el valor más alto de pl/mm que se visualizan.

Límite de resolución a alto contraste: Cuando las barras del objeto de ensayo son de un material pesado (plomo, oro, etc.), se habla de resolución a alto contraste.

Linealidad: Relación lineal entre una variable dependiente y su variable independiente.

Linealidad en tomografía computarizada: Relación lineal entre los valores del número CT y los del coeficiente de atenuación de los materiales examinados.

Linealidad de un monitor de TV: Propiedad por la cual las dimensiones de la imagen visualizada en el monitor de TV son independientes de la dirección. La falta de linealidad del monitor se debe a un fallo del tubo de rayos catódicos y provoca el que la imagen este distorsionada (dimensiones de la imagen dependientes de la dirección).

Luces de seguridad en cuartos oscuros: Fuentes de luz que permiten la visibilidad en un cuarto oscuro sin incrementar la densidad óptica de la película por encima de las tolerancias.

Luminancia: Ver brillo.

Mama promedio: Mama de espesor medio (aproximadamente 50 mm de espesor) con una composición del 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular.

Maniquí estándar de mamografía: Es de polimetacrilato de metilo (PMMA) con un espesor 45 mm que equivale, aproximadamente, a una mama promedio en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. La tolerancia para el espesor deberá estar dentro de ± 1 mm y su uniformidad dentro de $\pm 0,1$ mm. Es aconsejable que las otras dimensiones sean rectangulares con lados ≥ 50 mm x 100 mm o semicirculares con un radio ≥ 100 mm. El PMMA suele comercializarse con los nombres de metacrilato o plexiglás.

Maniquí de calidad de la imagen: Maniquí diseñado especialmente para evaluar la calidad de la imagen. Contiene objetos de ensayo que permiten una valoración objetiva y/o subjetiva de la misma. En mamografía, deberá contener detalles específicos que simulen los objetos de diagnóstico y simular la atenuación y dispersión de una mama promedio.

Negatoscopio: Dispositivo que genera un campo uniforme de luz para visualizar la película radiográfica.

Nivel de negro: Amplitud instantánea de la señal de vídeo correspondiente a los elementos negros de la imagen.

Número CT de un material: Es la magnitud utilizada para representar, en la imagen, la atenuación media de una celdilla o elemento de volumen. Se expresa en unidades Hounsfield (UH) mediante la expresión

$$n^{\circ} \text{ CT} = \frac{\mu_m - \mu_a}{\mu_a} \cdot 1000$$

donde μ_m y μ_a son los coeficientes de atenuación lineal del material y del agua respectivamente. Con esta definición, el número CT del agua vale 0 UH y el del aire -1000 UH.

Optimización: Principio de la protección radiológica por el cual, en una exploración de radiodiagnóstico, las dosis deberán mantenerse lo más bajo que sea razonablemente posible, preservando la calidad de la imagen.

PACS: Siglas del término inglés "Picture Archiving and Communication Systems".

Pantalla de entrada: Es, con respecto al intensificador de imagen, la pantalla en la que se deposita el material fluorescente que convierte los fotones de rayos X en fotones luminosos. Los materiales fluorescentes utilizados son CsI en los tubos modernos y ZnCdS en los antiguos.

Paso de hélice ("pitch"): Es la razón entre el desplazamiento de la camilla en dirección horizontal y el producto del número de cortes por el espesor de corte, durante un giro completo del tubo de rayos X.

Perfil de dosis: En tomografía computarizada, representación de la dosis en función de la posición en una dirección perpendicular al plano de corte.

Perfil de sensibilidad: En tomografía computarizada, respuesta relativa de un equipo de TC en función de la posición, a lo largo de una línea perpendicular al plano de corte.

Placa de compresión: En mamografía, placa rectangular paralela al tablero del equipo de rayos X y situada sobre él, que se utiliza para comprimir la mama.

Plano de entrada del intensificador de imagen: Plano perpendicular al eje de simetría principal de un intensificador de imagen que es tangente a la parte más saliente enfrentada al foco del tubo de rayos X.

Procedimientos no invasivos: Métodos de trabajo usualmente dirigidos a tipificar el comportamiento de un equipo o componente, que suponen la verificación o medida de sus parámetros técnicos sin desmontarlo. Habitualmente, los procedimientos no invasivos implican determinaciones indirectas, esto es, no se mide la magnitud investigada sino otras relacionadas.

Producto dosis-área: Es el producto del kerma en aire medido en cualquier punto del eje del haz primario por el área del campo de radiación en un plano que contiene dicho punto y es perpendicular al haz primario. Esta magnitud se suele medir con cámaras de transmisión. La unidad en el SI es Gy X m^2 y la correspondiente unidad a la tasa del producto de dosis - área es $\text{Gy X m}^2 / \text{s}$. No obstante, es habitual encontrar las cámaras de transmisión calibradas en otras unidades (cGy X cm^2 y $\text{cGy X cm}^2 / \text{s}$ respectivamente, etc.).

Producto dosis-longitud: En tomografía computarizada, magnitud que se obtiene mediante la suma, para cada serie de rotaciones, del producto del índice de dosis ponderado en TC por la colimación y por el número total de vueltas del tubo. La unidad en el SI es el Gy X m , aunque es habitual encontrarla expresada en mGy X cm .

Programa de garantía de calidad: Documento específico que comprende el conjunto de las actuaciones de garantía de calidad. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS,1984), el programa de garantía de calidad en una instalación de radiodiagnóstico debe traducirse en un esfuerzo organizado para asegurar que las imágenes producidas tengan una calidad suficientemente elevada que permita obtener en todo momento la información diagnóstica adecuada, al menor coste posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones.

Pruebas de aceptación: Ensayos realizados para verificar que un equipamiento cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación y las exigencias legales aplicables. Sus resultados deben estar claramente documentados, ya que servirán como referencia para posteriores controles de calidad.

Pruebas de constancia: Ensayos realizados para vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos. Permiten comprobar la constancia de los valores de referencia.

Pruebas de estado: Ensayos realizados generalmente midiendo parámetros técnicos, con el objetivo de establecer el "estado de referencia" de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de estado deberán realizarse cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo.

Pulso de radiación: Energía emitida por el tubo de rayos X en forma de fotones de rayos X en un intervalo de tiempo corto. Los parámetros característicos del pulso de radiación son la frecuencia de emisión o frecuencia del pulso, la dosis por pulso y su duración.

Pulso de sincronismo: Señal que asegura que cada uno de los elementos de la imagen electrónica registrada en la cámara de TV tienen la misma posición relativa que los registrados en la pantalla del monitor de TV. El pulso de sincronismo incluido en el protocolo hace referencia al sincronismo horizontal, es decir, al pulso de sincronismo que añade la unidad de control de la cámara al final de cada una de las líneas de barrido.

Punto de referencia: Posición de medida. En **mamografía** debe estar a 60 mm del borde correspondiente a la pared del tórax, centrado lateralmente y situado a 45 mm sobre la superficie del tablero en un plano paralelo al mismo. Para las medidas de DO, el punto de referencia corresponde a un punto de la imagen del maniquí estándar situado a 60 mm del borde correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.

En **radiología intervencionista**, es un punto específico situado sobre el eje de referencia representativo del punto de intersección de dicho eje con la superficie del paciente y que ha de utilizarse para estimar la dosis absorbida en piel. Por tanto, los valores de referencia del kerma en aire y de la tasa de kerma en aire han de indicarse para el punto de referencia. La posición del punto de referencia deberá estar indicada en las Instrucciones para el Usuario dadas por el fabricante del equipo. La posición deberá ser:

- Para sistemas con isocentro, punto sobre el eje de referencia que está a 15 cm del isocentro medidos en la dirección del foco.
- Para sistemas sin isocentro, punto sobre el eje de referencia definido por el fabricante como representa-

tivo del punto de intersección de dicho eje con la superficie del paciente. Su posición deberá consignarse en la documentación que acompaña al equipo. Ejemplos de situaciones en las que el fabricante puede utilizar esta forma de indicar el punto de referencia serían las de aquellos equipos para los que la distancia foco-piel es fija o es detectada automáticamente por el equipo.

Radiación de fuga: Toda la radiación, excepto la que forma parte del haz útil, que atraviesa la coraza del tubo.

Radiación dispersa: Radiación de igual o menor energía que la radiación incidente que se origina al interactuar ésta con un medio y que puede ser emitida en cualquier dirección.

Región de interés (ROI): Zona definida en una imagen que presenta un interés especial por alguna causa concreta. Es frecuente utilizar el acrónimo "ROI" ("region of interest") de su forma inglesa.

Rejilla: Dispositivo que se sitúa sobre el receptor de la imagen para reducir selectivamente la radiación dispersa que lo alcanza. Está formado por un conjunto de láminas delgadas de material de alto Z separadas por un material que es relativamente transparente al haz de rayos X.

Relación de aspecto: Cociente entre la dimensión horizontal y la dimensión vertical de la imagen (normalmente 4:3).

Relación señal-ruido (RSR): Como su nombre indica, la relación señal-ruido (SNR en inglés), es la relación entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma. Dado que es deseable que los valores de señal sean altos en un sistema de imagen y el ruido sea lo más bajo posible, los valores de RSR deberán ser lo más grandes posibles. **Rendimiento:** Valor del kerma en aire (sin retrodispersión) por unidad de carga del tubo ($\mu\text{Gy/mAs}$) a una distancia del foco y para unos factores radiográficos que deben ser especificados.

Rendimiento densitométrico: Ver escala de grises.

Reproducibilidad: Indica el grado de aproximación entre los resultados de varias medidas ≥ 3 de una magnitud, realizadas en una única sesión seleccionando las mismas condiciones. En este protocolo, se estima como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales, y_i , y el valor medio, y_{medio} , es decir $|y_i - y_{\text{medio}}|_{\text{max}}$. También se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

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

Reproducibilidad a largo plazo: Ver constancia.

Resolución: Capacidad de un sistema de formación de imagen para distinguir o separar (resolver) objetos que están muy próximos entre sí.

Resolución espacial de un monitor de TV: Capacidad de un monitor de TV para mostrar detalles finos. Depende principalmente del tamaño del haz de electrones dentro del tubo de rayos catódicos, del ajuste del foco, y del ancho de banda.

Retrodispersión: Radiación dispersada por un material con ángulos superiores a 90° con respecto a la dirección inicial.

Ruido de la imagen: En tomografía computarizada, coeficiente de variación del número CT en una determinada región de interés de la imagen de una sustancia homogénea.

Ruido de la señal de vídeo: Ver Amplitud del ruido de la señal de vídeo.

Sensibilidad de contraste: Capacidad del sistema para mostrar diferencias mínimas de contraste en condiciones extremas de niveles de señal de la imagen (0-5 % y 95-100 %).

Sensitometría: Medida cuantitativa de la respuesta de una película a la exposición y revelado. La sensitometría se emplea, entre otras cosas, para comprobar la puesta en marcha y estabilidad de las procesadoras.

Señal (nivel) de supresión: Nivel de la señal de vídeo para el cual se suprime el haz electrónico del tubo de imagen y que coincide con la base del pulso de sincronización.

Señal de vídeo: En un sistema de televisión, es la señal que contiene toda la información necesaria para la reproducción de las imágenes: la señal de la imagen, el pulso de sincronismo y la señal de supresión. La amplitud de la señal de vídeo a que se hace referencia en el protocolo es la amplitud asociada a la señal de la imagen.

Sistema de rejilla: Incluye todas las partes del equipo que son retiradas del haz de rayos X cuando se realiza una exposición sin rejilla.

Tamaño nominal del campo de entrada de un intensificador de imagen: Tamaño del campo de entrada de un intensificador de imagen que se obtendría con un haz paralelo de radiación ionizante, es decir, con la fuente de radiación en el infinito.

Tamaño del campo de entrada de un intensificador de imagen: Diámetro del campo en el plano de entrada de un intensificador de imagen que puede utilizarse para la transmisión de una imagen latente de rayos X bajo condiciones específicas.

Tasa de rechazo de imágenes: Porcentaje de imágenes que se consideran inadecuadas en una unidad asistencial de radiodiagnóstico, debido a su baja calidad. Incluye las imágenes obtenidas con subexposición, sobreexposición, errores de colocación del paciente o de colimación del haz de rayos X, fallo del equipo, artefactos en la película, movimiento del paciente, etc.

Tolerancias o valores límites: Intervalo de variación aceptable de los parámetros que están siendo medidos. Si la tolerancia se supera es necesario aplicar medidas correctoras aunque el equipo pueda seguir funcionando para uso clínico. Si el parámetro es esencial y los valores obtenidos incumplen ampliamente las tolerancias, la aplicación de las medidas correctoras deberá ser inmediata.

Umbral de rechazo: Conjunto de límites para los parámetros de control de calidad de un equipo que permiten determinar cuándo un equipo está o no en condiciones de ser usado clínicamente.

Umbral de sensibilidad a bajo contraste: Valor del contraste del último objeto de bajo contraste que se visualiza cuando se utiliza un objeto de ensayo adecuado.

Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle en fluoroscopia (fluorografía) convencional: La visibilidad de los objetos de bajo contraste no solo depende de su contraste sino también de su tamaño. Cuanto más pequeño sea el tamaño de los detalles, mayor ha de ser el contraste para poder visualizar el objeto. El umbral de sensibilidad (visibilidad) se determina utilizando objetos de ensayo que contienen objetos de bajo contraste con distintos tamaños y para cada tamaño, contrastes decrecientes. Con estos objetos se determinan las curvas contraste-detalle (curvas CD) que indican el umbral de contraste en función del tamaño del detalle.

UNE: Siglas de Una Norma Española.

Uniformidad: Constancia de los valores de un parámetro cuando se realizan varias medidas (≥ 5) en distintos puntos del espacio. Salvo que en alguna prueba en particular se indique un método distinto, puede estimarse como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales (y_i) y el valor medio (y_{medio}). Se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

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

Uniformidad en tomografía computarizada: Constancia en los valores del número CT en todo el campo de imagen de una sustancia homogénea.

Uniformidad de la imagen en monitores de TV: Es una medida indicativa de la uniformidad del brillo visualizada sobre toda la pantalla del monitor de TV cuando se introduce una señal electrónica uniforme en el sistema.

Valor de referencia: Valor de un parámetro indicativo del funcionamiento de un componente o equipo. El valor de referencia se obtiene a partir del valor medio de un conjunto de medidas y debe ir acompañado de su reproducibilidad. Los valores de referencia para los parámetros de interés deben obtenerse durante las pruebas de aceptación o de estado, deberán respetar las tolerancias establecidas en cada caso y, a su vez, serán referencia para las sucesivas pruebas de constancia realizadas a lo largo de la vida útil del equipo.

Valor de referencia de dosis: Valor de una magnitud relacionada con la dosis, obtenido a través de evaluaciones a pacientes de talla estándar con procedimientos estándar y que puede usarse como guía para decidir si procede tomar medidas correctoras.

Velo luminoso (“veiling glare”): Dispersión de la luz por el cristal de la pantalla del tubo de rayos catódicos.

Velocidad o sensibilidad de la combinación cartulina-película: Corresponde al cociente K_0/K_a donde $K_0 = 1$ mGy y K_a es el kerma en aire, medido al nivel de la película, necesario para alcanzar la densidad óptica neta de 1 DO.

Viñeteo (“vignetting”): Es la reducción en brillo y calidad de imagen que se produce en la imagen formada por un intensificador de imagen como consecuencia de la reducción en la tasa de exposición que tiene lugar en la periferia de la pantalla de entrada y con la imprecisión con que los electrones alcanzan la periferia de la pantalla de salida del intensificador de imagen.

ANEXO II: INSTRUMENTACIÓN

La relación de instrumentos que se relaciona a continuación es solamente indicativa.

Equipos de grafía

- **Maniquí de colimación** (lámina metálica con escalas perpendiculares graduadas y punto de referencia de posición) o 9 marcadores opacos (monedas, bolitas de plomo, etc.).
- **Maniquí de alineación** comercial (cilindro de plástico con bolitas de plomo en el centro de cada base). Este maniquí se usa conjuntamente con el de colimación, ya que este dispone de un indicador de la desviación en grados.
- **Cámara de ionización** (volumen 30 a 120 cm³, 30 a 150 kV),
- **Electrómetro** (rango 1fC a 999 nC, exactitud ∇ 5 %, reproducibilidad ∇ 1 %),
- **Kilovoltímetro** (rango 30 a 150 kV, exactitud ∇ 1 kV, reproducibilidad ∇ 1 %) y
- **Medidor de tiempo** (rango 1 ms a 99 s, exactitud ∇ 5 %, reproducibilidad ∇ 1 %) o
- **Equipo compacto** (recomendable con ordenador y programa; mismos rangos, exactitud y reproducibilidad).
- **Láminas de aluminio** de pureza superior al 99,5 % y de 1 mm de espesor (4)
- **Maniquí para la calidad de la imagen**
- **Osciloscopio**
- **Chasis y películas radiográficas,**
- **Láminas de aluminio** de 1 a 5 cm espesor y
- **Densitómetro** (rango 0 a 4 DO, exactitud ∇ 0,1 DO, reproducibilidad ∇ 1 %)
- **Maniquí tomográfico**

Equipos fluoroscópicos y fluorográficos

La instrumentación requerida para realizar el control de calidad del generador, tubo de rayos X y geometría de estos equipos es, básicamente, la misma que la utilizada en radiografía convencional y con los mismos requisitos. Además,

- **Cámara de ionización** plana (espesor 1,5 a 2 cm, sensibilidad $2,5 \cdot 10^{-3} \mu\text{C}/\text{kg}$ para tasa de exposición y $3 \cdot 10^{-7} \mu\text{C}/\text{kg}$ para exposición),
- **Electrómetro** (rango 1 fC a 999 nC, exactitud ∇ 5 %, reproducibilidad ∇ 1 %),
- **Filtros** (preferentemente de cobre) de diferente espesor,
- **Osciloscopio** (a ser posible que pueda seleccionar una única línea de TV),
- **Impedancia terminal** de 75 Ω ,
- **Filtro de cobre** de 25 x 25 x 0,1 cm,
- **Láminas de PMMA** hasta un total de 30 cm de espesor,
- **Semicírculo de plomo** de 1 o 2 mm de espesor,

- **Maniquí para la calidad de la imagen** (objetos de ensayo de Leeds o equivalentes) que permita determinar:
 - . *resolución de alto contraste*: grupos de barras con distintas densidades (por ejemplo, desde 0,5 pl/mm hasta 5 pl/mm). Es aconsejable que el espesor de las barras sea de 100 μm y que estén fabricadas en plomo
 - . *uniformidad en la resolución*: malla o red que cubra todo el campo de visión y que tenga una densidad de pl/mm conocida
 - . *umbral de contraste*: conjunto de objetos del mismo tamaño y forma y diferentes contrastes. Es importante que los contrastes estén calibrados para distintas tensiones y/o filtraciones y que cubran el intervalo comprendido entre 19 % y 0,5 %
 - . *umbral de detección en función del tamaño y del contraste*: series de objetos del mismo tamaño dentro de cada serie, pero con distintos tamaños entre ellas y diferentes contrastes
- **Lupa 8x** y
- **Densitómetro** (rango 0 a 4 DO, exactitud ∇ 0,1 DO, reproducibilidad ∇ 1 %)

Equipos de mamografía

- **Dosímetro**, intervalo de medida, de 0,1 mGy a 100 mGy como mínimo. Exactitud \pm 5 %, reproducibilidad \pm 1 %,
- **Kilovoltímetro específico para mamografía**, intervalo 20 a 35 kV, exactitud \pm 1 kV, reproducibilidad \pm 1 %),
- **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 99,5 % de acuerdo con ISO 2092; espesores entre 0,2 y 0,7 mm con incrementos de 0,1 mm; exactitud en el espesor mejor que \pm 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,
- **Láminas apilables de polimetilmetacrilato (PMMA)** de 5 y 10 mm de espesor, que sumen, al menos, un espesor total de 60 mm y con dimensiones transversales rectangulares superiores a 150 mm x 100 mm o semicirculares con un radio \geq 100 mm. 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,
- **Maniquí estándar**, de polimetilmetacrilato (PMMA) con un espesor 45 mm que equivale, aproximadamente, a una mama promedio de 50 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,
- **Densitómetro** con un intervalo de medida 0 a 4 DO, una reproducibilidad de \pm 10 % y una exactitud que verifique:

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

$$|\Delta\text{DO}| / \text{DO} \leq 0,02 \text{ (para DO} > 1)$$
- **Sensitómetro**, reproducibilidad de \pm 2%,
- **Dispositivo para la medida del tamaño del foco**: cámara de rendija, cámara de microorificio, patrón de estrella,

- **Malla de contacto** de al menos 20 líneas/cm,
- **Termómetro**, nunca de mercurio, exactitud $\pm 0,3$ °C y reproducibilidad $\pm 0,1$ °C,
- **Cronómetro**,
- **Dinamómetro** con un intervalo de medida entre 50 y 300 N como mínimo y una incertidumbre inferior a 5 N; reproducibilidad mejor que ± 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**,
- **Cuña escalonada de aluminio o de PMMA**,
- **Chasis y películas radiográficas**,
- **Lupa 8x**,
- **Luxómetro calibrado para la medida de la luminancia y del brillo** con una exactitud de ± 10 % y una reproducibilidad de ± 5 % y
- **Maniquí para 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 ~ 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.
 - *contraste de la imagen*: cuña escalonada con densidades crecientes en la imagen.

Equipos dentales

- **Cámara de ionización** (volumen 30 a 120 cm³, 30 a 150 kV),
- **Electrómetro** (rango 1fC a 999 nC, exactitud $\nabla 5$ % , reproducibilidad $\nabla 1$ %),
- **Kilovoltímetro** (rango 30 a 150 kV, exactitud $\nabla 1$ kV, reproducibilidad $\nabla 1$ %) y
- **Medidor de tiempo** (rango 1 ms a 99 s, exactitud $\nabla 5$ % , reproducibilidad $\nabla 1$ %) o
- **Equipo compacto** (recomendable con ordenador y programa; mismos rangos, exactitud y reproducibilidad),
- **Láminas de aluminio** de pureza superior al 99,5 % y de 1 mm de espesor (4),
- **Maniquí para la calidad de la imagen**,
- **Osciloscopio** y
- **Chasis y películas radiográficas**

Equipos de tomografía computarizada

- **Cámara lápiz** (volumen 3,2 cm³)
- **Electrómetro** (rango 1fC a 999 nC, exactitud $\nabla 5$ % , reproducibilidad $\nabla 1$ %),

- **Kilovoltímetro** (rango 30 a 150 kV, exactitud ∇ 1 kV, reproducibilidad ∇ 1 %) o
- **Equipo compacto** (recomendable con ordenador y programa; mismos rangos, exactitud y reproducibilidad),
- **Maniquí para la calidad de la imagen** (maniquí u objeto de ensayo que contiene detalles específicos que simulan los objetos de diagnóstico en un TC),
- **Maniquí estándar para las medidas del CTDI ponderado y**
- **Placa radiográfica**

Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de la imagen

- **Sensitómetro** (21 pasos, incrementos 0,15 DO, reproducibilidad ∇ 0,04 DO),
- **Densitómetro** (rango 0 a 4 DO, exactitud ∇ 0,1 DO, reproducibilidad ∇ 1 %),
- **Malla** para el ensayo de contacto cartulina-película,
- **Termómetro**
- **Fotómetro y**
- **Generador de señal SMPTE**