

# Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico



## ASPECTOS TÉCNICOS



SOCIEDAD ESPAÑOLA  
DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA



SOCIEDAD ESPAÑOLA  
DE FÍSICA MÉDICA



---

PROTOCOLO ESPAÑOL  
DE CONTROL DE CALIDAD  
EN RADIODIAGNÓSTICO

---

(ASPECTOS TÉCNICOS)

Este documento constituye una versión corregida del Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico. Versión Provisional. sefm-sepr. 1993.

|  |             |
|--|-------------|
| <b>MIEMBROS DEL COMITÉ DE REDACCIÓN .....</b>  | <b>VII</b>  |
| <b>AGRADECIMIENTOS .....</b>   | <b>VIII</b> |
| <b>PRESENTACIÓN DE LA PRESENTE EDICIÓN. 1996 .....</b>                                 | <b>IX</b>   |
| <b>PREFACIO .....</b>  | <b>X</b>    |
| <b>CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO .....</b>                                    | <b>1</b>    |
| 1. OBJETIVOS Y ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO .....  | 1           |
| 2. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIO-<br>DIAGNÓSTICO ..... | 3           |
| 3. NIVELES DE ACTUACIÓN DE LOS PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD ...                    | 5           |
| 3.1. Pruebas de estado .....   | 5           |
| 3.2. Pruebas de constancia .....   | 5           |
| 3.3. Pruebas de aceptación .....   | 6           |
| <b>INDICADORES GLOBALES DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO .....</b>                       | <b>9</b>    |
| 1. INDICADORES DE DOSIS A LOS PACIENTES. ....  | 9           |
| 1.1. Dosimetría a pacientes en exploraciones simples .....                             | 11          |
| 1.2. Dosimetría a pacientes en exploraciones complejas .....                           | 11          |
| 1.3. Dosimetría al paciente en otras exploraciones .....                               | 12          |
| 2. INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN .....  | 13          |
| 3. TASA DE RECHAZO DE PELÍCULAS .....  | 14          |
| <b>PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS. ....</b>     | <b>15</b>   |
| 1. EQUIPOS CON DISPOSITIVOS DE GRAFÍA .....  | 15          |
| 1.1. Control de generadores y tubos .....  | 15          |
| 1.1.1. Parámetros geométricos .....  | 19          |
| 1.1.2. Radiación de fuga .....   | 21          |
| 1.1.3. Tiempo de exposición .....  | 22          |
| 1.1.4. Rendimientos .....  | 22          |
| 1.1.5. Calidad del haz .....   | 23          |
| 1.1.6. Rejillas .....  | 25          |

|  |    |
|--|----|
| 1.1.7. Control automático de la exposición (CAE) .....                                     | 26 |
| 1.2. Sistemas de visualización, soportes de la imagen, procesado<br>y almacenamiento ..... | 28 |
| 1.2.1. Sistemas de visualización (negatoscopios) .....                                     | 30 |
| 1.2.2. Cuartos oscuros .....   | 31 |
| 1.2.3. Almacenes de películas .....  | 33 |
| 1.2.4. Procesado .....   | 34 |
| 1.2.5. Cartulinas y chasis .....   | 36 |
| 2. EQUIPOS CON TUBO INTENSIFICADOR DE IMAGEN .....   | 38 |
| 2.1. Equipos fluoroscópicos .....  | 41 |
| 2.1.1. Tensión .....   | 40 |
| 2.1.2. Rendimientos .....  | 41 |
| 2.1.3. Control automático del brillo (CAB) .....   | 41 |
| 2.1.4. Tasa de exposición al paciente .....  | 42 |
| 2.1.5. Geometría .....   | 43 |
| 2.1.6. Señal de vídeo .....  | 44 |
| 2.1.7. Calidad de imagen .....   | 46 |
| 2.2. Equipos fluorográficos.....   | 47 |
| 2.2.1. Tiempo de exposición .....  | 48 |
| 2.2.2. Control automático de exposición.....   | 49 |
| 2.2.3. Geometría .....   | 50 |
| 2.2.4. Calidad de imagen.....  | 50 |
| 3. EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA .....   | 52 |
| 3.1. Radiación de fuga .....   | 56 |
| 3.2. Geometría .....   | 57 |
| 3.3. Calidad del haz .....   | 59 |
| 3.4. Tiempo de exposición.....   | 60 |
| 3.5. Rendimientos .....  | 60 |
| 3.6. Sistema de compresión .....   | 61 |
| 3.7. Control automático de la exposición (CAE) .....                                       | 62 |
| 3.8. Rejilla .....   | 64 |
| 3.9. Cartulina-película. Chasis.....   | 65 |
| 3.10. Procesadora de mamografía .....  | 66 |
| 3.11. Calidad de imagen .....  | 67 |
| 3.12. Dosimetría .....   | 70 |
| 4. CONTROL EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA .....   | 72 |
| 5. CÁMARAS MULTIFORMATO .....  | 79 |

|   |         |
|---|---------|
| 6. EQUIPOS DENTALES CONVENCIONALES .....                                      | 82      |
| 6.1. Parámetros geométricos .....   | 83      |
| 6.2. Tiempo de exposición .....   | 84      |
| 6.3. Rendimientos .....   | 84      |
| 6.4. Calidad del haz.....   | 85      |
| 7. TOMÓGRAFOS CONVENCIONALES .....  | 87      |
| <br>BIBLIOGRAFÍA.....   | <br>91  |
| <br>ANEXO I: GLOSARIO DE TÉRMINOS UTILIZADOS .....                            | <br>97  |
| <br>ANEXO II: INSTRUMENTACIÓN .....   | <br>105 |
| <br>ANEXO III: NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS EN RADIODIAGNÓSTICO (OIEA) ..... | <br>109 |

## MIEMBROS DEL COMITÉ DE REDACCIÓN

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

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

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

*Alfonso Calzado Cantera. Profesor Titular de Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.*

*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.*

*Ignacio Hernando González. Jefe de Servicio de Protección Radiológica. Hospital 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. Instituto Gallego de Medicina Teórica (GAMEDT-SEC). Santiago de Compostela. La Coruña.*

*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:*

*Cari Borrás*

*Arturo Méndez*

*Pedro Ortiz*

*Pilar Olivares*

*Renato Padovani*

*Javier Pifarré*

*María Cruz Paredes*

*Bonifacio Tobarra*

*AGFA-GEVAERT, S.A.*

*ELSCINT ESPAÑA, S.A.*

*GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEM ESPAÑA*

*ORGANISMO INTERNACIONAL DE LA ENERGÍA ATÓMICA (publicaciones)*

*PHILIPS SISTEMAS MÉDICOS, S.A.*



*En septiembre de 1993 las Sociedades Españolas de Física Médica y de Protección Radiológica editaron un borrador del protocolo Español sobre los aspectos técnicos del Control de Calidad en Radiodiagnóstico. El documento se distribuyó además a diferentes Organismos, Instituciones, Empresas y reconocidos expertos, tanto a nivel nacional como internacional, relacionados con el tema. El objetivo era, y sigue siendo, transcurridos dos años desde que viera la luz la versión provisional, que el protocolo fuera una guía práctica que se pudiera mejorar con las aportaciones y sugerencias de diferentes colectivos. Aún cuando las aportaciones o críticas en estos dos años no han sido tan abundantes como hubiéramos deseado, no es menos cierto que diferentes puntos de vista: del radiólogo, del radiofísico, del legislador, del técnico, de la empresa privada, han llegado al comité de redacción y, en lo posible, buscando siempre un equilibrio entre -a veces- opiniones contrapuestas, han enriquecido el presente documento.*

*Quedan aún parámetros y temas por tratar, algunos por omisión involuntaria, otros por falta de expertos que hayan querido abordarlos con suficiente dedicación y profundidad. El grupo de personas que han intentado que este documento sea de la mayor utilidad posible, sigue comprometido con el mismo y desea que en sucesivas revisiones, que deberían realizarse cada dos o tres años, se incluyan todas las aportaciones y mejoras que se vayan recibiendo en las secretarías de las Sociedades de Física Médica y de Protección Radiológica. El comité de redacción insta a todos los usuarios del mismo a proceder en este sentido.*

*E. Vañó Carruana. Coordinador.*

*E. Guibelalde del Castillo. Secretario.*

*La introducción y el continuo desarrollo en el medio sanitario de procesos y técnicas relacionadas con la radiactividad ha provocado el crecimiento del uso de las radiaciones ionizantes, fundamentalmente en diagnóstico y terapia. Este uso supone el establecimiento de una estrecha colaboración entre el médico que maneja tales técnicas y el físico que asegura el correcto empleo de lo prescrito.*

*El objetivo fundamental de todo el personal implicado en radiodiagnóstico es asegurar la calidad de los medios empleados para obtener imágenes radiológicas mejores, al menor coste y con la mínima exposición al paciente, sin olvidar los riesgos de los trabajadores y de los miembros del público. Para todos los físicos que desarrollan su actividad en los hospitales, el control y la garantía de calidad es una parte primordial de su trabajo.*

*Por lo tanto, resulta comprensible que tanto la Sociedad Española de Física Médica como la Sociedad Española de Protección Radiológica demostraran su preocupación acerca del mantenimiento de criterios uniformes en el control de calidad en radiodiagnóstico. Como resultado de esta inquietud se encargó al Prof. Eliseo Vañó la organización de un grupo "ad hoc" que llevase a cabo la elaboración de un protocolo español, donde se recogieran las necesidades y posibilidades reales de nuestro país en esta materia.*

*Para ambas Sociedades, la publicación de un documento de esta magnitud supone no sólo un motivo de satisfacción sino una justificación de su existencia como colectivo profesional.*

*A partir de ahora, y con el esfuerzo de todos, esta versión del protocolo deberá verse enriquecida con sugerencias sobre aspectos mejorables, que nazcan de nuestro trabajo cotidiano y que bagamos llegar al comité de redacción para incluirlas en futuras revisiones.*

*Finalmente, queremos agradecer el esfuerzo realizado por todo el grupo de trabajo, tanto por su entrega e ilusión como por las numerosas horas de trabajo dedicadas.*

*P. Fernández Letón. Presidente SEFM (1991-1995)*

*B. Ballester Moll. Presidente SEFM (1995-1999)*

*G. López Ortiz. Presidente SEPR (1992-1994)*

*L. Arranz y Carrillo de Albornoz. Presidente SEPR (1994-1996)*

## 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 diferenciadas. En la primera parte se tratan aspectos generales sobre control y garantía de calidad, definiciones y filosofía general del mismo. El objeto de esta sección es el de definir el ámbito de aplicación del documento y su posible modo de utilización, en términos de controles 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 en base a dichos indicadores globales únicamente, sin embargo 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 películas.

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, incluyendo dispositivos de soporte de la imagen, sistemas de procesado y almacenamiento.
- Equipos convencionales con dispositivos de escopia.
- Equipos de mamografía.
- Equipos de tomografía computarizada.

- Cámaras multiformato.
- Equipos dentales.
- Tomógrafos convencionales.

Algunos parámetros iguales o similares, aparecen en varias secciones simultáneamente (grafía y escopia, grafía y mamografía, etc.). Ello se debe a que en ciertos casos sus tolerancias o periodicidad aconsejada 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 conveniente, las tolerancias admisibles dentro de un programa de garantía de calidad y la periodicidad 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 viejos. 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.

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:

- Fecha de actualización de la información contenida en la ficha. Dicho aspecto resulta de interés para las posteriores revisiones y actualizaciones del documento.
- Tiempo estimado para la realización del control. 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, medida e interpretación de resultados. Junto con el punto siguiente, debería servir para objetivar las necesidades de personal imprescindibles para desarrollar 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 debe estar siempre supervisado por un experto en control de calidad. Se establecen dos categorías: técnico especialista y experto (titulado superior).
- Equipo (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. Aparecen 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.

El glosario incluye 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 se realiza una compleja actividad en la que participan 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.

El personal implicado en una instalación de radiodiagnóstico debe organizarse para asegurar que las imágenes diagnósticas 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 debe estar supervisado por un especialista en control de calidad y algunas medidas y controles requerirán instrumentación específica y personal especialmente adiestrado, no es menos cierto que 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 de dicho programa, aprobadas y supervisadas por la autoridad responsable y que, en algunos casos, será preciso contratar servicios externos de especialistas en garantía de calidad cuando no se disponga de personal cualificado.
- 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 de la cadena de imagen.

- 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 (CCE, 1990).
- Para valorar el cumplimiento del principio de reducción de dosis que recibe el paciente, será preciso arbitrar procedimientos de medida adecuados; ello se realizará muestreando de forma periódica 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, al menos de forma aproximada, la repercusión económica de cada estudio. Los costes a los que se refiere la definición del programa de garantía de calidad incluye los directos (placas 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 sobre el 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 y 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 solicitante. El presente protocolo se centra básicamente en la etapa de realización ya que sobre ella puede incidir de forma prioritaria el especialista en 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 análisis 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 (valor numérico de los valores obtenidos, 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 de control, 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 indiquen 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 procedimientos 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 placas 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 a distintos niveles dependiendo de los objetivos que se persigan y los medios disponibles. Dentro de los programas se distinguen tres tipos de controles: pruebas de estado, constancia y aceptación. El protocolo de control de calidad desarrollado en los capítulos siguientes hace referencia básicamente a pruebas de las dos primeras categorías.

#### **3.1. Pruebas de estado.**

Una prueba de estado es un control realizado generalmente midiendo parámetros funcionales con el objetivo de establecer el "estado" de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de estado deberían 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. Las tolerancias de los parámetros en pruebas de estado se fijan generalmente de forma absoluta, no estableciéndose comparaciones con valores obtenidos en controles previos.

### **3.2. 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 monitorizar 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 comparan 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 períodos mínimos, no excluyéndose la posibilidad de aumentar su periodicidad si el centro dispone de los medios adecuados.

La situación óptima es que dichas pruebas se realicen en colaboración con el personal del propio servicio de radiodiagnóstico, supervisando los controles los expertos en control de calidad. Dado que las pruebas de constancia requieren normalmente dispositivos de medida sencillos, la supervisión del experto en control de calidad será esencial para interpretar de forma correcta las posibles desviaciones y asegurar un correcto funcionamiento y calibración de los equipos de medida utilizados. 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 preciso tomar las siguientes medidas:

I. Repetir la prueba de constancia.

II. 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 del equipo 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.

### **3.3. Pruebas de aceptación.**

Las pruebas de aceptación son distintas de las pruebas de estado y de las pruebas de constancia. En ellas se trata 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 (normas CEI,



CENELEC, UNE, etc.). Sus resultados deben ser claramente documentados, ya que servirán como referencia para los posteriores controles de calidad.

Las pruebas de aceptación no están todavía bien definidas para todos los equipos de radiodiagnóstico y deberían ser un anexo en las especificaciones de los contratos de adquisición de dichos equipos.

En el documento de detalle de especificaciones que se elabore cuando se vaya a comprar un equipo se debería hacer constar expresamente el tipo de pruebas de aceptación que se desean y si éstas deben ser realizadas y documentadas por el vendedor. A veces, puede ser conveniente detallar el método por el que se deben evaluar determinadas especificaciones así como las tolerancias de los resultados que se obtengan.

En circunstancias ideales, las pruebas de aceptación deberían ser realizadas por un experto independiente que no tuviera relación ni con el vendedor ni con el comprador. Cuando tal persona no exista o no esté accesible, las pruebas de aceptación deberán ser realizadas por el vendedor en presencia del comprador o un representante del mismo. Los resultados deben ser analizados conjuntamente.

En las pruebas de aceptación, el suministrador debe demostrar que el material instalado cumple las especificaciones del contrato. Se entiende que siempre es responsabilidad del vendedor y no del comprador demostrar que su producto cumple 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 porqué tener experiencia en muchos aspectos técnicos del equipo comprado mientras que el vendedor sí la tiene (o debe tenerla).

En un informe de la Asociación Americana de Físicos Médicos (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 una norma de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) que las pruebas de aceptación deben realizarse preferentemente por procedimientos no invasivos, y si éstos se llegaran a utilizar, se debe garantizar que el equipo no se altera como resultado de esa actuación "invasora".

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. 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 resultado de las pruebas de aceptación deberá recogerse por escrito y archivarlo como documentación de base para los futuros programas de garantía y control de calidad que se establezcan.

La norma UNE 66-901-89 (correspondiente a la norma europea EN 29 001) sobre Sistemas de Calidad dice que la verificación de la instalación de un equipo (incluyendo inspección, ensayo y seguimiento)

(UNE,1989), 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. En base a 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, estampillas autorizadas... o cualquier medio adecuado que indique la conformidad de los productos derivada de las inspecciones o ensayos realizados.

En resumen: las pruebas de aceptación deberían detallarse en las especificaciones de compra y realizarse durante o inmediatamente después de la instalación del equipo y siempre antes de su uso clínico; debería realizarlas el suministrador del equipo, en presencia de un representante del comprador; los resultados que se obtengan deben quedar claramente documentados con objeto de que sirvan de referencia para las siguientes pruebas de estado y de constancia.

---

<sup>1</sup> En Julio de 1991 se inició en la CEI (Comisión Electrotécnica Internacional) a propuesta de Alemania, la discusión de una norma sobre "Quality assurance. Diagnostic X-ray equipment. Acceptance tests", que todavía está en trámite de elaboración, por cuyo motivo no aparece citada la referencia bibliográfica.

# I NDICADORES GLOBALES DE CALIDAD

---

## EN RADIODIAGNÓSTICO

---

### 1. INDICADORES DE DOSIS A LOS PACIENTES.

El control de las dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico puede constituir un primer estimador sobre el estado global de una cadena de imagen (equipo radiográfico, protocolo de exploración, entrenamiento 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 sobre pacientes normalmente constituidos y no mediante simulación.

La información disponible sobre control de dosis a pacientes 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) y traducido a todos los idiomas oficiales de los estados miembros, plantea la conveniencia de adoptar valores máximos de dosis a la entrada del paciente (valores de referencia) 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 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 límite de referencia. 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.

Conviene, sin embargo, establecer valores de referencia provisionales utilizando coeficientes de ponderación para cada sala y centro en función del número de exploraciones realizadas de cada tipo. Para el control de la dosis y la calidad de la imagen pueden tomarse como proyecciones radiográficas estándar las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, con los siguientes valores de referencia de dosis a la entrada del paciente (adoptados por el grupo de expertos de la Unión Europea):

| TIPO DE EXPLORACIÓN     | DOSIS-MÚSCULO DE REFERENCIA<br>A LA ENTRADA <sup>1</sup> (mGy) |
|-------------------------|--|
| ABDOMEN AP              | 10,0   |
| COLUMNA LUMBAR AP/PA    | 10,0   |
| COLUMNA LUMBAR LAT      | 30,0   |
| COLUMNA LUMBO-SACRA LAT | 40,0   |
| CRÁNEO AP               | 5,0  |
| CRÁNEO LAT              | 3,0  |
| CRÁNEO PA               | 5,0  |
| MAMOGRAFÍA              | 7,0  |
| PELVIS AP               | 10,0   |
| TÓRAX LAT               | 1,5  |
| TÓRAX PA                | 0,3  |

<sup>1</sup> Con retrodispersión, en mamografía 1,08 y en el resto 1,35 (CCE, 1990).

En radiología dental intraoral, se puede tomar 7 mGy como valor de referencia de dosis a la entrada del paciente para radiografías periapicales (que es el valor recomendado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, 1994) como "nivel guía" para exposiciones médicas en el documento sobre referencias internacionales de seguridad para la protección frente a fuentes de radiación).

En el control de dosis a los pacientes 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:

- (1) Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- (2) 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.
- (3) 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.

### 1.1. Dosimetría a 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 placas desechadas y la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (ver tabla en página 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, distancia foco/película, tamaño de campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película/hoja de refuerzo) de cada proyección controlada.

Cuando los estudios realizados en una sala no incluyan proyecciones con valor de referencia 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 en la posición del paciente y a la altura del nivel de la piel (20 cm por encima de la camilla o por delante del "bucky" o soporte de imagen) una cámara de ionización equivalente a aire libre. 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 de tipo **Diamontor**, registrando los parámetros relacionados con la obtención de dosis a la entrada a partir del producto dosis-área.

Este mismo procedimiento puede seguirse si el equipo cuenta con exposímetro automático, a condición de que la cámara empleada posea paredes (dos) equivalentes a aire, situando bajo la pared de salida un recipiente de plástico o caucho de pared delgada (que actuará como maniquí), lleno de agua y con un espesor total de 18, 20 y 22 cm, para tres medidas consecutivas que permitan estimar las variaciones en dosis en función de diferentes complejidades físicas.

Finalmente, las anteriores opciones pueden cubrirse utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TL) en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz. Las dosis leídas mediante este sistema se corregirán por los factores de calibración asociados a cada serie de dosímetros TL y por los factores de conversión a dosis músculo, en función de la calidad del haz utilizado.

Se reflejarán detalles sobre kV, mAs, tipo de película y chasis, 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 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 tubo de rayos X (valores seleccionados en el generador de kilovoltaje, miliamperaje y tiempo, y 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 en la posición del paciente y a la altura del nivel de la piel (20 cm por encima de la camilla, o por delante del "bucky" o soporte de imagen), una cámara de ionización equivalente a aire libre. 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 registrarán los parámetros relacionados con la obtención de dosis a la entrada a partir del producto dosis-área.

Este mismo procedimiento puede seguirse si el equipo posee exposímetro automático, a condición de que la cámara empleada posea paredes (dos) equivalentes a aire, situando bajo la pared de salida un recipiente de plástico o caucho de pared delgada (que actuará como maniquí), lleno de agua y con un espesor total de 18, 20 y 22 cm, para tres medidas consecutivas que permitan estimar las variaciones en dosis en función de diferentes dimensiones físicas.

Finalmente, las anteriores posibilidades pueden cubrirse utilizando dosímetros TL en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz. Las dosis leídas mediante este sistema no se corregirán más que por los factores de calibración precisos a cada serie de dosímetros TL.

Se reflejarán detalles sobre kV, mAs, tipo de película y chasis, distancia foco-piel (esto es, foco-cámara o foco-maniquí).

Se repetirá el procedimiento, sustituyendo las condiciones de exposición en grafía por 1 minuto de escopia, con 1 mA y en las condiciones de kV usuales o, si el equipo tiene control automático de brillo, situando delante del intensificador el maniquí elemental antes descrito o uno que simule al paciente.

### **1.3. Dosimetría al paciente 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 (si procede). 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.

En salas de tomografía computarizada, cuyo procedimiento dosimétrico se presenta en la sección de control de parámetros técnicos, se podrá medir también 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. También en este caso, se llevarán a efecto determinaciones en cinco pacientes, como mínimo. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada al menos por diez 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. En caso de practicar otros procedimientos, se documentará adecuadamente la metodología seguida.

Se aconseja una periodicidad anual en la realización de controles de dosimetría a los pacientes, y después de modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X.

## 2. INDICADORES DE CALIDAD DE 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 (CCE, 1990) u otros análogos propuestos por el radiólogo responsable de la sala o servicio. En este último supuesto, los criterios sustitutorios constarán por escrito, junto con los resultados del control efectuado.
- b) con maniqués y 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 y alto contraste, etc.).

Cuando este control se efectúe sobre imágenes clínicas, éstas deberán 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.

El responsable final del control será el propio radiólogo, con una participación directa cuando se utilicen criterios y detalles anatómicos como los señalados en el documento comunitario o similares, según se describe en el apartado "a" o compartida con el experto en control de calidad cuando la evaluación se lleve a cabo mediante maniqués u objetos de prueba.

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 PELÍCULAS.**

El control de la tasa de rechazo de películas, 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 permite 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 se busca criticar deficiencias individuales.

Se recomienda iniciar un análisis de rechazo antes de iniciar un programa general de control y garantía de calidad para establecer valores de referencia (que cabe pensar estarán entre un 10 y 15%) y después con periodicidad al menos anual. Las películas rechazadas deberán recogerse al menos durante un período de dos a cuatro semanas.

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

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 películas rechazadas, el tipo de examen y la causa del rechazo (que pueden clasificarse en categorías como: subexposición, sobreexposición, mala posición o colimación, fallo del equipo, artefactos en la placa, movimiento del paciente, sin valor diagnóstico, etc.).



# **P**ROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS

---

## **1. EQUIPOS CON DISPOSITIVOS DE GRAFÍA.**

### **1.1. Control de generadores y tubos.**

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

Los procedimientos de este capítulo no son aplicables directamente a equipos especiales, tales como tomografía computarizada, mamógrafos o sistemas digitales. Tampoco a otros como equipos dentales, ortopantomógrafos, etc.

| NÚM/<br>página                | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|-------------------------------|--|---|---|-------|
| <b>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</b> |  |   |   |       |
| GT000<br>pg 19                | Tamaño del foco  | C | Según especificaciones del fabricante   | IC    |
| GT001<br>pg 19                | Tamaño mínimo del campo  | C | ≤ 5 cm x 5 cm a 100 cm DFP  | A/IC  |
| GT002<br>pg 19                | Indicador de la distancia foco-placa                             | C | < ± 4%  | A/IC  |
| GT003<br>pg 20                | Definición del campo luminoso                                    | C | Simetría (no más de 1 cm de diferencia entre la distancia de un borde y el opuesto al centro)<br>Iluminación (por encima de la iluminación ambiente)<br>Penumbra en los bordes del campo (< 1 cm, en estimación visual) | A/IC  |
| GT004<br>pg 20                | Coincidencia campo de luz-campo de radiación                     | E | < ± 2% de la DFP en cada borde del campo  | A/IC  |
| GT005<br>pg 20                | Coincidencia campo de radiación-campo de registro en seriógrafos | E | < ± 3% de la DFP en cada borde del campo  | A/IC  |
| GT006<br>pg 21                | Coincidencia indicadores de colimación-campo de radiación        | C | Las señaladas por el fabricante   | A/IC  |
| GT007<br>pg 21                | Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X                  | E | < 1,5°  | A/IC  |
| <b>RADIACION DE FUGA</b>      |  |   |   |       |
| GT008<br>pg 21                | Radiación de fuga  | C | < 1 mGy/h a 1 m del foco en 1 h y promediando un área ≤ 100 cm <sup>2</sup>   | IC    |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\* d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página              | CONTROL  | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|-----------------------------|--|---|--|-------|
| <b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b> |  |   |  |       |
| <b>GT009</b><br>pg 22       | Desviación y reproducibilidad de tiempos de exposición | E | < ± 10% para tiempos >20 ms o 5 ms para tiempos ≤ 20 ms. Reproducib.: ± 10%  | A/IC  |
| <b>RENDIMIENTOS</b>         |  |   |  |       |
| <b>GT010</b><br>pg 22       | Valor del rendimiento                                  | E | Las señaladas por el fabricante. De modo orientativo: a 80 kV y a 1 m, 50-100 µGy/mAs para trifásicos y 30-60 µGy/mAs para monofásicos | A/IC  |
| <b>GT011</b><br>pg 23       | Reproducibilidad                                       | E | < 10%  | A/IC  |
| <b>GT012</b><br>pg 23       | Linealidad   | E | < 0,1  | A/IC  |
| <b>CALIDAD DEL HAZ</b>      |  |   |  |       |
| <b>GT013</b><br>pg 23       | Desviación y reproducibilidad de la tensión            | E | < ± 10% en ambos parámetros  | A/IC  |
| <b>GT014</b><br>pg 24       | Filtración: capa hemirreductora                        | E | > 2,5 mm Al para kVp > 70 kV   | A/IC  |
| <b>GT015</b><br>pg 24       | Visualización de la forma de onda                      | C | —  | —     |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página                       | CONTROL   | * | TOLERANCIAS                     | PER** |
|--------------------------------------|---|---|---------------------------------|-------|
| <b>REJILLA</b>                       |   |   |                                 |       |
| GT016<br>pg 25                       | Factor de rejilla   | C | —                               | IC    |
| GT017<br>pg 25                       | Posicionamiento de la rejilla   | C | —                               | A/IC  |
| <b>CONTROL AUTOMÁTICO EXPOSICIÓN</b> |   |   |                                 |       |
| GT018<br>pg 26                       | Homogeneidad entre cámaras  | C | Ver observaciones en ficha      | A/IC  |
| <b>GT019</b><br><b>pg 26</b>         | Ajuste del Control Automático de Exposición (CAE) para la posición central del selector de densidades. Reproducibilidad del CAE | E | Reprod.: < 10%                  | A/IC  |
| GT020<br>pg 27                       | Incremento de DO por paso del selector de densidades  | C | Las señaladas por el fabricante | A/IC  |
| <b>GT021</b><br><b>pg 27</b>         | Compensación del Control Automático para distintos espesores  | E | ± 0,2 DO                        | A/IC  |
| <b>GT022</b><br><b>pg 27</b>         | Compensación del Control Automático para distintas tensiones  | E | ± 0,2 DO                        | A/IC  |
| <b>GT023</b><br><b>pg 27</b>         | Compensación del Control Automático para distintas corrientes   | E | ± 0,2 DO                        | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

### 1.1.1. PARÁMETROS GEOMÉTRICOS.

#### GT000.- *Tamaño del foco.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Según especificaciones del fabricante.  
**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 60 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de rendija, cámara de microorificio, patrón de estrella de resolución. Película directa o chasis cargado. Densitómetro y lupa con retícula.

**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES**

#### GT001.- *Tamaño mínimo del campo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Longitud  $\leq 5$  cm. Anchura  $\leq 5$  cm a 100 cm DFP.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Regla.

**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES**

La comprobación de este parámetro nos asegura la posibilidad de reducir el campo al tamaño mínimo imprescindible compatible con las necesidades de la exploración.

#### GT002.- *Indicador de la distancia foco-placa.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La diferencia entre la distancia medida y la indicada será  $< 4\%$  de la indicada.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto/Técnico.  
**EQUIPO** Metro, lámina de plomo con círculo interior hueco de diámetro conocido, chasis cargado.

**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES**

(Hendee, 1985)  
Se determinan conjuntamente la exactitud del indicador de distancia foco-placa y, de forma aproximada, la posición del foco en la coraza si el fabricante no la indica. 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 placas. Con ello se pueden determinar geoméricamente ambos parámetros.

**GT003.-** *Definición del campo luminoso.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**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.

**PERIODICIDAD**

Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO**

5 min.

**PERSONAL**

Técnico.

**EQUIPO**

Regla, fotómetro.

**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.

**GT004.-** *Coincidencia campo de luz-campo de radiación.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**

<±2% de la distancia entre el foco y el receptor de imagen en cada borde del campo. La suma total de las desviaciones no excederá, por otra parte, el 3% de la distancia entre el foco y el receptor.

**PERIODICIDAD**

Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO**

15 min.

**PERSONAL**

Experto/Técnico.

**EQUIPO**

Maniquí de colimación o marcadores radio-opacos. Chasis, película.

**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 bucky mural), utilizando una distancia foco-mesa de 1 m. El plano del campo visual no deberá exceder de la normal al eje del haz de radiación en 3°. Se ajustarán los colimadores con el contorno rectangular de la lámina metálica.

**GT005.-** *Coincidencia campo de luz-campo de registro en seriógrafos.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**

<±3% de la distancia entre el foco y el receptor de imagen en cada borde del campo. La suma total no excederá el 4% de la distancia entre el foco y el receptor.

**PERIODICIDAD**

Anual /Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO**

15 min.

**PERSONAL**

Experto/ Técnico.

**EQUIPO**

Lámina metálica. Chasis, película.

**ANTECEDENTES**

**OBSERVACIONES**

Se pretende con este parámetro asegurar que los límites del campo de radiación en el plano de registro de la imagen estén alineados correctamente a los bordes del área de registro de la imagen (manual o automáticamente).

**GT006.- Coincidencia indicadores de colimación-campo de radiación.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las indicadas por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual /Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Lámina metálica. Chasis, película.  
**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES** Se pretende con este parámetro asegurar que los límites del campo de radiación puedan ser alineados correctamente, especialmente en caso de mala iluminación o problemas en GT003.

**GT007.- Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** < 1,5°  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** 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.

**1.1.2. Radiación de fuga.**

**GT008.- Detección y medida de la radiación de fuga.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** < 1 mGy/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<sup>2</sup>.  
**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Placas para detectar la radiación de fuga. Cámara de ionización adecuada para su medida.  
**ANTECEDENTES** (UNE, 1975)  
**OBSERVACIONES** Se considera conveniente en el contexto del control de calidad si bien es esencial en protección radiológica.

### 1.1.3. Tiempo de exposición.

GT009.- *Desviación y reproducibilidad del tiempo de exposición.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Desviación:  $< \pm 10\%$  para tiempos superiores a 20 ms o 5 ms para tiempos iguales o inferiores a 20 ms.  
Reproducibilidad:  $< \pm 10\%$ .

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Medidor de tiempos de exposición.

**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 a diferentes tiempos de exposición.

### 1.1.4. Rendimientos.

GT010.- *Valor del rendimiento.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Según especificaciones del fabricante. De modo orientativo, a 1m del foco y a una tensión pico de 80 kV, entre 50 y 100  $\mu\text{Gy/mAs}$  para equipos trifásicos y entre 30 y 60  $\mu\text{Gy/mAs}$  para equipos monofásicos.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Cámara de ionización y electrómetro

**ANTECEDENTES**

**OBSERVACIONES** Dosis en aire sin retrodispersión y por mAs nominales 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 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.  
Es útil también para cuantificar las diferencias entre los diversos equipos que realizan las mismas operaciones.



**GT011.- Reproducibilidad.**

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL   |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96   |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | DE/X < 10%   |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 15 min.  |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | Cámara de ionización.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (Hendee,1985; Moores,1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | DE es la desviación standard y X dosis media en aire (o Kerma) sin retrodispersión y por mAs nominales a 80 kVp y a 1 m de distancia del foco. |

**GT012.- Linealidad.**

|                                |   |
|--------------------------------|---|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL  |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96  |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | $\frac{(\mu\text{Gy/mAs})_{i+1} - (\mu\text{Gy/mAs})_i}{(\mu\text{Gy/mAs})_{i+1} + (\mu\text{Gy/mAs})_i} < 0,1$ |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 40 min.   |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>                  | Cámara de ionización.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (Hendee,1985; Moores,1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | $(\mu\text{Gy/mAs})_{i+1}$ son dosis en pasos contiguos por mAs nominales (para mAs < 200).                     |

**1.1.5. Calidad del haz.**

**GT013.- Desviación y reproducibilidad de la tensión.**

|                                |   |
|--------------------------------|---|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL  |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96  |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | <±10% en ambos parámetros.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 15 min.   |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>                  | Kilovoltímetro.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (Hendee,1985; Moores,1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | En una fase inicial en los programas de control de calidad podría suavizarse aún más las tolerancia bastando que se cumpla en el rango útil de trabajo aunque se sobrepase ligeramente en alguno de los extremos. |

**GT014.- Filtración: capa hemireductora.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** > 2,5 mm equivalentes de Al para equipos que funcionen con tensiones pico superiores a 70 kV.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Filtros de aluminio de pureza superior a 99,5%.  
**ANTECEDENTES** (HPA,1980)  
**OBSERVACIONES** La mayor parte de las normas europeas establecen tolerancias en filtración total, usualmente en término de "espesor equivalente de aluminio". Este parámetro no es medible directamente y no da cuenta del comportamiento del equipo, en términos de calidad espectral y sólo puede ser estimado de modo no invasivo en dispositivos con materiales de bajo número atómico. Su utilidad está en ser una magnitud aditiva y por tanto útil para diseñar y fabricar los distintos componentes interpuestos en el tubo. En diferentes grupos de expertos se considera que la calidad espectral debería especificarse en términos de capa hemireductora (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 Al garantiza el cumplimiento de la tolerancia señalada para la filtración.

**GT015.- Visualización de la forma de onda.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Dependiendo de las anomalías detectadas por otros controles.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Oscilógrafo. Equipo integrado.  
**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES** No procede establecer tolerancias ya que sería preciso establecer: valor máximo del pico inicial, pendiente máxima de la curva, rizado máximo (en función del tipo de generador), asimetría máxima entre fases.

### 1.1.6. Rejillas.

GT016.- *Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de exposición. Alternativamente puede utilizarse un maniquí de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.

**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES**

El maniquí de metacrilato debe estar sobre el tablero dentro del haz. 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 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.

GT017.- *Correcto posicionamiento de la rejilla.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Chasis y película.

**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES**

Se valorará visualmente el correcto centrado, focalización y alineación de la rejilla.

### 1.1.7. Control automático de la exposición (CAE).

Es preciso tener en cuenta que el funcionamiento del CAE en exposiciones extremas (altos kV, altos mA y espesores pequeños; bajos kV y espesores grandes) está limitado por las características del propio tubo y generador.

**GT018.- Homogeneidad entre cámaras.**

|                                |   |
|--------------------------------|---|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | CONVENIENTE   |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96  |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | Ver observaciones.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual /Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 30 min.   |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>                  | Espesor equivalente paciente. Cámara de ionización. Película y chasis. Máscaras de plomo.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (Moore, 1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | La función del exposímetro automático es producir ennegrecimientos constantes (no impartir dosis constantes) al interponer diferentes atenuadores (paciente, maniquí). El sistema de tres campos suele estar diseñado para obtener un ennegrecimiento mayor al seleccionar el central (inferior), pero los dos restantes (superiores) deben producir una densidad constante al usarlos juntos o separados. Si no se aplican otras especificaciones, deberá obtenerse una densidad de 1,0-1,2 cuando se seleccionan los superiores (con una variación $<\pm 0,1$ DO) y de 1,1-1,4 cuando se selecciona el central. |

**GT019.- Ajuste del Control Automático de Exposición (CAE) para la posición central del selector de densidades. Reproducibilidad del CAE.**

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL   |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96   |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | Ajuste del CAE: 1,1-1,4 DO.<br>Reproducibilidad: $<\pm 10\%$ tanto para el intervalo de densidades ópticas como de exposiciones. |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual / Inicial , tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 30 min.  |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | Espesor equivalente paciente. Cámara de ionización. Película y chasis. Máscaras de plomo.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (Moore, 1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | Esta medida se realizará con la cámara central.  |

GT020.- *Incremento de DO por paso del selector de densidades y de tipo de película.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las señaladas por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual /Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Espesor equivalente paciente. Película y chasis.  
**ANTECEDENTES** (Moore,1987)  
**OBSERVACIONES** Esta medida se realizará con la cámara central.

GT021, GT022 y GT023.- *Compensación del CAE para distintos espesores, tensiones y corrientes.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\leq \pm 0,2$  DO.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Espesor equivalente paciente. Película y chasis.  
**ANTECEDENTES** (Moore,1987)  
**OBSERVACIONES** La densidad de la película no debe variar en más de  $\pm 0,2$  DO: cuando el objeto varía de 2 a 15 cm en espesor de agua (a 80 kV). Para un espesor fijo la densidad no deberá variar en más de  $\pm 0,2$  DO en el rango 55-95 kV. Para un espesor y una tensión fijos la densidad no deberá variar en más de  $\pm 0,2$  DO en el rango 100-400 mA.

## 1.2. Sistemas de visualización, soportes de la imagen, procesado y almacenamiento.

En esta sección se presentan los parámetros de control de los soportes de la imagen gráfica, los sistemas de visualización (negatoscopios), cuartos oscuros, almacenes de películas, procesadoras, cartulinas intensificadoras y chasis.

| NÚM/<br>página                   | CONTROL   | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|----------------------------------|---|---|--|-------|
| <b>SISTEMAS DE VISUALIZACIÓN</b> |   |   |  |       |
| DG001<br>pg 30                   | Inspección visual del estado de los negatoscopios                   | E | —  | A     |
| DG002<br>pg 30                   | Brillo de los negatoscopios   | E | 1.500 cd/m <sup>2</sup> como valor recomendado                   | A/IC  |
| DG003<br>pg 30                   | Uniformidad en la iluminación de los negatoscopios                  | E | Variaciones: < 15%   | A/IC  |
| DG004<br>pg 31                   | Condiciones de iluminación en las proximidades de los negatoscopios | C | 100 lx como valor recomendado                                    | A/IC  |
| <b>CUARTOS OSCUROS</b>           |   |   |  |       |
| DG005<br>pg 31                   | Temperatura   | C | 20-25 °C   | T     |
| DG006<br>pg 31                   | Humedad   | C | 40-60%<br>Indicaciones fabricante                                | T     |
| DG007<br>pg 31                   | Nivel de radiación en los cuartos oscuros                           | C | < 20 µGy/semana  | A/IC  |
| DG008<br>pg 32                   | Estanqueidad a la luz blanca en los cuartos oscuros                 | E | —  | A/IC  |
| DG009<br>pg 32                   | Efectividad de las luces de seguridad y filtros                     | E | Aumentos de DO < 0,02 durante 1 min a 1 m sobre placas expuestas | A/IC  |
| DG010<br>pg 32                   | Condiciones de ventilación en los cuartos oscuros                   | C | —  | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página                | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|-------------------------------|--|---|---|-------|
| <b>ALMACENES DE PELÍCULAS</b> |  |   |   |       |
| DG011<br>pg 33                | Temperatura  | E | 20-25 °C<br>Indicaciones fabricante                           | T     |
| DG012<br>pg 33                | Humedad  | E | 40-60%<br>Indicaciones fabricante                             | T     |
| DG013<br>pg 33                | Nivel de radiación   | E | < 20 µGy/semana   | A/IC  |
| DG014<br>pg 33                | Colocación apropiada de las cajas de películas                                       | C | Posición vertical   | IC    |
| DG015<br>pg 34                | Seguimiento estadístico de la calidad de las partidas de las películas en el almacén | C | Las señaladas por el fabricante                               | IC    |
| <b>PROCESADO</b>              |  |   |   |       |
| DG016<br>pg 34                | Temperatura de revelado  | C | < ± 0,5 °C respecto valores señalados por el fabricante       | A/IC  |
| DG017<br>pg 34                | Control sensitométrico. Velo, índices de velocidad y contraste                       | E | Desviaciones respecto valor inicial < ± 10%                   | d     |
| DG018<br>pg 35                | Actividad de procesado (pH)  | C | Valor fijado por el fabricante ± 0,5                          | —     |
| DG019<br>pg 35                | Tiempo total de procesado  | C | Desviaciones < ± 3% respecto valor señalado por el fabricante | A/IC  |
| DG020<br>pg 35                | Detección de manchas y marcas de procesado   | E | —   | d     |
| <b>CARTULINAS Y CHASIS</b>    |  |   |   |       |
| DG021<br>pg 36                | Inspección visual, identificación y limpieza de cartulinas y chasis                  | E | —   | A/IC  |
| DG022<br>pg 36                | Constancia de la velocidad relativa de la combinación cartulina/película             | E | 20%   | A/IC  |
| DG023<br>pg 36                | Hermeticidad de los chasis   | C | —   | A     |
| DG024<br>pg 37                | Contacto cartulina/película  | E | —   | A     |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

### 1.2.1. Sistemas de visualización (negatoscopios).

#### DG001.- Inspección visual del estado de los negatoscopios.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No procede.  
**PERIODICIDAD** Anual.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por negatoscopio.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Ninguno.  
**ANTECEDENTES** (BIR,1988)  
**OBSERVACIONES** Se recomienda abrir un inventario de los negatoscopios del centro, anotando su ubicación y antigüedad. Valorar de forma rápida la necesidad de sustituir tubos fluorescentes defectuosos anotando falta de limpieza, color de los tubos, vibraciones, etc.

#### DG002.- Brillo de los negatoscopios.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 1500 cd/m<sup>2</sup> como valor recomendado para negatoscopios para radiografía convencional, en negatoscopios con diafragma (ejemplo, para uso en mamografía) el valor recomendado debería ser mayor (5000 cd/m<sup>2</sup>).  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por negatoscopio.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Luxómetro.  
**ANTECEDENTES** (CCE,1990)  
**OBSERVACIONES** El brillo en 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<sup>2</sup>) es preciso utilizar factores de calibración generalmente dependientes del fotómetro utilizado. La tolerancia de iluminación (lx) en el centro y en contacto con la superficie del negatoscopio equivalente a 1500 cd/m<sup>2</sup> es aproximadamente de 5000 lx.

#### DG003.- Uniformidad en la iluminación de los negatoscopios.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Variación <15% en zonas de un mismo negatoscopio.  
Variación <15% en negatoscopios de un mismo banco.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por negatoscopio.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Luxómetro.  
**ANTECEDENTES** (CCE,1990; OMS,1984; ACMP,1986)  
**OBSERVACIONES**



DG004.- *Condiciones de iluminación en las proximidades de los negatoscopios.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Se sugiere 100 lx como valor óptimo.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por puesto de lectura.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Luxómetro.  
**ANTECEDENTES** (Moore,1987)  
**OBSERVACIONES** El valor de 100 lx es un valor de referencia en el puesto de lectura (30 cm 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).

1.2.2. Cuartos oscuros.

DG005.- *Temperatura.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 20-25 °C (Se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas).  
**PERIODICIDAD** Trimestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por cuarto.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Termómetro.  
**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 espacios prolongados de tiempo.

DG006.- *Condiciones de humedad en los cuartos oscuros.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 40-60% (Se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas).  
**PERIODICIDAD** Trimestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min por cuarto.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Higrómetro.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988)  
**OBSERVACIONES** Las mismas que DG005.

DG007.- *Nivel de radiación en los cuartos oscuros.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** < 20 µGy/semana por encima del fondo.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 30 min.  |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico en control de calidad.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Dosímetros de área.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Puede realizarse una dosimetría con lectura bimensual. La medida deberá ser <i>esencial</i> si existen paredes comunes a salas de RX. La tolerancia se asigna con carácter general; en caso de películas con respuesta crítica a la radiación se seguirán las indicaciones del fabricante. |

**DG008.-** *Estanqueidad a la luz blanca en los cuartos oscuros.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Apreciación subjetiva.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual/ Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min por cuarto.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Ninguno  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (OMS, 1984; NCRP, 1988)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | La prueba se realizará tras 10 min de acomodación a la oscuridad en el cuarto, buscando a continuación entradas de luz blanca por puertas, pasachasis, procesadora, etc. |

**DG009.-** *Efectividad de las luces de seguridad y filtros.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | El aumento de densidad óptica sobre una placa expuesta con una cuña sensitométrica no será superior a 0,02 DO en cualquier escalón tras un 1 min de exposición a la luz de seguridad (a 1 m de distancia).  |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 10 min por cuarto.  |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Película. Cuña de aluminio.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Debe cuidarse la idoneidad de los filtros en función del tipo de película utilizada. La prueba deberá realizarse con película previamente expuesta. Deberán seguirse las recomendaciones del fabricante por si se precisaran condiciones especiales de iluminación, filtro especial, oscuridad absoluta, etc. |

**DG010.-** *Condiciones de ventilación en los cuartos oscuros.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | No procede.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 5 min por cuarto.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Ninguno.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Un fuerte olor a líquidos de revelado es un signo inequívoco de una ventilación |

deficiente. La legislación vigente indica que, para cualquier espacio de trabajo, se precisa una entrada de aire fresco y limpio de 30-50 m<sup>3</sup> a la hora (B.O.E,1971).

### 1.2.3. Almacenes de películas.

#### DG011.- Condiciones de temperatura en los almacenes de películas.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 20-25 °C (Se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas).  
**PERIODICIDAD** Trimestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por almacén.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Termómetro.  
**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.

#### DG012.- Condiciones de humedad en los almacenes.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 40-60% (Se sugiere seguir los límites marcados por las casas fabricantes de películas).  
**PERIODICIDAD** Trimestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min por almacén.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Higrómetro.  
**ANTECEDENTES** (Moore,1987)  
**OBSERVACIONES** Los mismos comentarios que en DG011.

#### DG013.- Nivel de radiación en los almacenes de películas.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** < 20 µGy/semana por encima del fondo.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** 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.

#### DG014.- Colocación apropiada de las cajas de películas.

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Mantener en posición vertical.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico/ Supervisor RD.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Ninguno.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Se deberá cuidar también que se realiza de forma correcta la salida de las películas por fechas de caducidad. |

**DG015.-** Seguimiento estadístico de la calidad de las partidas de las películas en el almacén.

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Las señaladas por los fabricantes.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min por caja.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Procesadora controlada, densitómetro, sensitómetro, termómetro.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    |  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Realizar sensitometrías de control en procesadoras optimizadas y comparar con tiras sensitométricas patrones. Establecer un sistema de muestreo en función de los diferentes tipos y número de emulsión. |

#### 1.2.4. Procesado.

**DG016.-** Temperatura de revelado.

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Desviaciones $\leq \pm 0,5$ °C respecto al valor señalado por el fabricante.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual. Inicial, tras cambios y en función de los resultados de DG017.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 5 min por procesadora.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Termómetro digital o de alcohol.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | También puede controlarse temperatura de fijador (tolerancia $\pm 2$ ° C) y temperatura de agua. Deberán realizarse ajustes iniciales de temperatura cuando se produzcan cambios en el tipo de película. |

**DG017.-** Sensitometría: índice de velocidad, índice de contraste y base+velo.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Las desviaciones diarias del índice de velocidad, del índice de contraste y de la base + velo deberían ser inferiores a un $\pm 10\%$ respecto a los valores iniciales del control. |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Diaria/ Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 20 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Sensitómetro, Densitómetro. Películas.  |

**ANTECEDENTES** (Moore, 1987; McKinney, 1988).  
**OBSERVACIONES** Conviene usar películas de la misma caja o lote. El valor óptimo de velo se encuentra por debajo de 0,20 OD. El índice de velocidad se determinará para densidades próximas a 1 + velo DO y el índice de contraste como la diferencia entre densidades 2+velo y 0,25 +velo. Las tolerancias admisibles se establecen respecto al valor inicial de control.

**DG018.-** *Actividad de procesado (pH).*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** pH del revelador y fijador desviaciones no superiores a  $\pm 0,5$  respecto a las señaladas por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Ver observaciones.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min por procesadora.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** pH-metro.  
**ANTECEDENTES** (Moore, 1987)  
**OBSERVACIONES** Puede realizarse un control mensual o bien si existen indicaciones sensitométricas que lo aconsejen.

**DG019.-** *Tiempo total de procesado.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Desviaciones  $<\pm 3\%$  respecto valor señalado por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por procesadora.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Cronómetro, película.  
**ANTECEDENTES** (NCRP, 1988)  
**OBSERVACIONES**

**DG020.-** *Detección de manchas y marcas de procesado.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Apreciación visual.  
**PERIODICIDAD** Diaria.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min por procesadora.  
**PERSONAL** Técnico/ Experto.  
**EQUIPO** Película previamente impresionada.  
**ANTECEDENTES** (McKinney, 1988)  
**OBSERVACIONES** 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.

### 1.2.5. Cartulinas y chasis.

DG021.- *Inspección visual, identificación y limpieza de cartulinas y chasis.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**           Apreciación visual.  
**PERIODICIDAD**        Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO**    5 min por cartulina.  
**PERSONAL**            Técnico.  
**EQUIPO**                Material de limpieza recomendado por los fabricantes.  
**ANTECEDENTES**       (McKinney, 1988)  
**OBSERVACIONES**

DG022.- *Constancia y reproducibilidad de la velocidad relativa de la combinación cartulina/chasis utilizada.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**        Las especificadas por el fabricante para cartulinas nuevas.  
                          Desviaciones de la velocidad <20% para cartulinas usadas del mismo tipo y  
                          modelo.  
**PERIODICIDAD**        Anual/Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO**    15 min por chasis/cartulina.  
**PERSONAL**            Técnico/ Experto.  
**EQUIPO**                Película de referencia/ Cuña de aluminio.  
**ANTECEDENTES**       (Moores,1987)  
**OBSERVACIONES**     El parámetro hace referencia tanto a evolución del estado de un chasis/cartulina  
                          en concreto como a la comparación entre todos los utilizados en un servicio de la  
                          misma marca y modelo.

DG023.- *Hermeticidad de los chasis.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**        Apreciación visual.  
**PERIODICIDAD**        Anual.  
**TIEMPO ESTIMADO**    30 min por chasis.  
**PERSONAL**            Técnico.  
**EQUIPO**                Chasis a comprobar. Película control.  
**ANTECEDENTES**       (Moores,1987)  
**OBSERVACIONES**     El procedimiento puede ser dejar chasis cargados y cerrados con películas en  
                          exposición a iluminación intensa. El parámetro se califica como conveniente ya  
                          que en el trabajo rutinario suelen detectarse fácilmente este tipo de anomalías.

DG024.- *Contacto cartulina/película.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Apreciación visual.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min por chasis.  |
| <b>PERSONAL</b>        | Técnico en control de calidad.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Malla de cobre.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Moore, 1987)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Sustituir el chasis en caso de contacto defectuoso. Los chasis deben colocarse sobre el tablero y no en su posición habitual bajo la rejilla. |

## 2. EQUIPOS CON TUBO INTENSIFICADOR DE IMAGEN.

En este capítulo se consideran los equipos que disponen de tubo intensificador de imagen. La inmensa mayoría de estos equipos disponen de diferentes elementos para visualizar la imagen final, siendo ésto lo que ha motivado la división del capítulo en dos secciones. La primera contiene los parámetros relativos a los equipos que disponen de circuito de TV (**fluoroscopia**) y, en la segunda, los relacionados con soportes de la imagen impresos (**fluorografía**).

### 2.1. Equipos fluoroscópicos.

| NÚM/<br>página                            | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|---|--|---|---|-------|
| <b>TENSIÓN</b>                            |  |   |   |       |
| <b>DE001</b><br>pg 40                     | Desviación y reproducibilidad  | E | Desv.: $\pm 10\%$<br>Rep.: $\pm 10\%$   | A/IC  |
| <b>RENDIMIENTOS</b>                       |  |   |   |       |
| <b>DE002</b><br>pg 41                     | Reproducibilidad y linealidad de rendimientos  | E | Rep.: $< 0,10$<br>Lin.: $< 0,10$  | A/IC  |
| <b>CONTROL AUTOMÁTICO DE BRILLO (CAB)</b> |  |   |   |       |
| <b>DE003</b><br>pg 41                     | Medida de la tasa de exposición en el plano de entrada del tubo intensificador.<br>Medida de la reproducibilidad | E | Comparar con las especificadas por el fabricante<br>Rep.: $< 10\%$                          | A/IC  |
| <b>DE004</b><br>pg 42                     | Comprobación de la compensación del control automático de brillo para distintos espesores y tensiones            | E | —   | A/IC  |
| <b>TASA DE EXPOSICIÓN AL PACIENTE</b>     |  |   |   |       |
| <b>DE005</b><br>pg 42                     | Tasa de exposición al paciente.<br>Comprobación de la reproducibilidad   | E | $\leq 100$ mGy/min<br>$\leq 200$ mGy/s en equip.<br>control alto nivel<br>Rep.: $\leq 10\%$ | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).



| NÚM/<br>página        | CONTROL   | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|-----------------------|---|---|--|-------|
| <b>GEOMETRÍA</b>      |   |   |  |       |
| DE006<br>pg 43        | Mínima distancia foco-piel                                      | E | ≥ 38 cm sist. estacionarios<br>≥ 30 sist. móviles        | A/IC  |
| DE007<br>pg 43        | Tamaño del campo de entrada del tubo intensificador             | E | $\phi_{\text{medido}} / \phi_{\text{nominal}} \geq 0,85$ | A/IC  |
| DE008<br>pg 43        | Distorsión geométrica   | E | 10%.   | A/IC  |
| DE009<br>pg 44        | Comprobación de la existencia de distorsión tipo "S" y cojinete | C | —  | A/IC  |
| DE010<br>pg 44        | Linealidad del monitor de TV                                    | C | —  | A/IC  |
| DE011<br>pg 44        | Coincidencia del campo de RX y el receptor de la imagen         | E | ± 3% distancia foco-tubo intens.                         | A/IC  |
| <b>SEÑAL DE VÍDEO</b> |   |   |  |       |
| DE012<br>pg 44        | Medida del pulso de sincronismo                                 | C | Comprobar especific. fabric.: 250-400 mV                 | A/IC  |
| DE013<br>pg 45        | Medida del nivel de negro                                       | C | Comprobar especific. fabric.: 50-150 mV                  | A/IC  |
| DE014<br>pg 45        | Medida de la amplitud de la señal de vídeo                      | C | Comprobar especific. fabric.: 600-1000 mV                | A/IC  |
| DE015<br>pg 45        | Medida de la amplitud del ruido                                 | C | Comprobar especific. fabric.: < 150 mV p.p               | A/IC  |
| DE016<br>pg 45        | Señal de viñeteo  | C | Simétrica  | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página           | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|--------------------------|--|---|---|-------|
| <b>CALIDAD DE IMAGEN</b> |  |   |   |       |
| DE017<br>pg 46           | Ajuste del brillo y contraste del monitor de TV                | E | —   | A/IC  |
| DE018<br>pg 46           | Límite de resolución a alto contraste                          | E | ICs:Na:<br>36 cm: 0,9-1,0 pl/mm<br>30 cm: 1,12 pl/mm<br>23 cm: 1,2 pl/mm;<br>15 cm: 1,6 pl/mm.<br>ZnCdS:<br>25 cm: 0,8 pl/mm;<br>15 cm: 1,2 pl/mm | A/IC  |
| DE019<br>pg 46           | Uniformidad de la resolución                                   | C | —   | A/IC  |
| DE020<br>pg 47           | Umbral de sensibilidad a bajo contraste (estimación del ruido) | E | ICs:Na:<br>36 cm: 3,9%<br>30 cm: 3,3%<br>23 cm: 2,7%<br>15 cm: 1,8%<br>ZnCdS: ≤ 5,5%  | A/IC  |
| DE021<br>pg 47           | Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle            | C | —   | A/IC  |

### 2.1.1 Tensión

DE001.- *Desviación y reproducibilidad.*

**CALIFICACIÓN:**

ESENCIAL

**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:**

01/01/96

**TOLERANCIAS**

Desviación: ±10%. Reproducibilidad: ±10%.

**PERIODICIDAD**

Anual/Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO**

30 min.

**PERSONAL**

Experto.

**EQUIPO**

Kilovoltímetro.

**ANTECEDENTES**

(Hendee,1985; Moores,1987; HPA.PartII,1981)

**OBSERVACIONES**

Comprobar las tensiones clínicas y las de referencia que se indican para medir con cada objeto de test. La evaluación de estos parámetros en muchos equipos modernos que operan con control automático de brillo presenta serias dificultades siendo conveniente consultar a los técnicos de la empresa fabricante.

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

### 2.1.2 Rendimientos

DE002.- *Reproducibilidad y linealidad.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Reproducibilidad: < 0,10  
Linealidad:< 0,1

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Cámara de ionización.

**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981)

**OBSERVACIONES** Las medidas han de realizarse a las tensiones clínicas y a las tensiones de referencia indicadas para operar con los objetos de test que se utilizarán posteriormente para evaluar la calidad de imagen. La linealidad no puede ser comprobada en equipos que funcionan con control automático de brillo.

### 2.1.3. Control automático de brillo (CAB).

DE003.- *Tasa de exposición en el plano de entrada del tubo intensificador. Reproducibilidad.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Los valores típicos de tasa de exposición en el plano de entrada del tubo intensificador dependen del tipo de aplicación (fluoroscopia convencional, vídeo, cine, sustracción digital, etc.). 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 pre-programadas en la instalación del equipo. En las publicaciones británicas DHSS, 1985 y MDD, 1994 se indican los valores de tasa de exposición recomendados por los fabricantes para diversos equipos.  
Reproducibilidad:  $\pm 10\%$ .

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Cámara de ionización, filtro de Cu.

**ANTECEDENTES** Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; Rowlands, 1994; Malone, 1993; DHSS, 1985; MDD,1994; Chakraborty, 1994)

**OBSERVACIONES** Este parámetro es relativamente independiente de las condiciones de medida y es un buen indicador del ajuste global del equipo. La tasa de exposición al paciente, sin embargo, varía enormemente con la tensión, espesor del paciente, etc. En las pruebas iniciales se mide la tasa de exposición para cada tamaño de campo y para todas las condiciones de operación establecidas en la instalación del equipo. 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, se mide para el tamaño de campo mayor y para las condiciones de operación más habituales.

**DE004.-** *Comprobación de la compensación del CAB para distintos espesores y tensiones.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Distintos espesores de agua.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988)  
**OBSERVACIONES** Se medirá la tasa de exposición a la entrada del tubo intensificador para cada tamaño de campo, variando la tensión y seleccionando distintos espesores de agua.

**2.1.4. Tasa de exposición al paciente.**

**DE005.-** *Medida de la tasa de exposición al paciente. Reproducibilidad.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** De acuerdo con las normas publicadas por el Food and Drug Administration (1995):  
≤100 mGy/min  
≤ 200 mGy/min en equipos con control de alto nivel\* (High-level control).  
Reproducibilidad: 10%  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Dosímetro. Maniquí homogéneo equivalente a paciente: 20-25 cm agua o 4 cm de Al.  
**ANTECEDENTES** (ACR,1982; Gray,1983; Hendee,1985; Moores,1987; ACPM, 1986; Waggener,1980; NCRP,1988; Cagnon, 1991; IAEA, 1994; Chakraborty, 1994; FDA, 1995)  
**OBSERVACIONES** 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 tasa de dosis recomendados 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 con control de alto nivel\*  
\*También referenciado como: sistema de alto contraste (high-contrast), sistema de bajo ruido (low-noise), sistema de mejora de la imagen (image enhance).

### 2.1.5. Geometría

#### DE006.- *Mínima distancia foco-piel.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\geq 38$  cm para sistemas estacionarios.  
 $\geq 30$  para sistemas móviles.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Objeto de tamaño conocido. Película RX.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988)

#### DE007.- *Tamaño del campo de entrada del tubo intensificador.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Diámetro medido/Diámetro nominal  $\geq 0,85$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Filtro de 1 mm de Cu. Retícula de espaciado conocido.  
**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)  
**OBSERVACIONES** Deben verificarse todos los tamaños del campo de entrada del tubo intensificador 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 RX, distancia foco-imagen, forma convexa de la pantalla de entrada del tubo intensificador, etc). Cuando la distancia entre el foco del tubo de rayos X y el plano de entrada del tubo intensificador es 1 m se obtiene el diámetro *útil* del campo de entrada.

#### DE008.- *Distorsión geométrica.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Distorsión integral  $\leq 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/Técnico.  
**EQUIPO** Filtro de 1 mm de Cu. Retícula metálica de espaciado conocido.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; UNE,1990; IEC 1262- 4, 1994;P.M. de Groot, 1994)  
**OBSERVACIONES** Para cada tamaño de campo. La tolerancia hace referencia al resultado que se obtiene colocando una retícula en el plano de entrada del tubo intensificador. En este caso la distorsión integral se calcula de forma aproximada de acuerdo con la expresión:  $([Diagonal\ media\ del\ cuadrado\ mayor\ inscrito\ en\ la\ imagen / (n \times diagonal\ media\ del\ cuadrado\ central)] - 1)$ , donde n es el número de veces que el cuadrado mayor contiene al central. Como suele ocurrir que la dimensión horizontal del campo de imagen es distinta a la vertical, la distorsión integral se mide en las dos dimensiones tomado n como el número de veces que el cuadrado mayor contiene al central en cada una de las dimensiones.

**DE009.-** *Comprobación de la existencia de distorsión tipo "S" y cojinete.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/Técnico.  
**EQUIPO** 1 mm Cu. Retícula metálica de espaciado conocido.  
**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; DHSS,1985;P.M. de Groot, 1994)  
**OBSERVACIONES** Puede visualizarse cuando se coloca una retícula en el plano de entrada del tubo intensificador y se observa como la mitad superior de la imagen está desplazada con respecto a la inferior. Este tipo de distorsión afecta fundamentalmente a los exámenes de columna siendo difícil su eliminación.

**DE010.-** *Linealidad del monitor de TV.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/Técnico.  
**EQUIPO** 1 mm de Cu. Retícula metálica de espaciado conocido.  
**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; ACR,1982; DHSS,1985)  
**OBSERVACIONES** Comprobación para cada tamaño de campo.

**DE011.-** *Coincidencia del campo de radiación con el receptor de la imagen.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL.  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\leq 3\%$  de la distancia foco-tubo intensificador para todos los tamaños del campo y alturas.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Maniqués de alineación y colimación.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1989; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggner,1980; NCRP,1988)  
**OBSERVACIONES** En este caso el receptor de la imagen es el plano de entrada del tubo intensificador.

#### 2.1.6. Señal de vídeo

**DE012.-** *Medida del pulso de sincronismo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Comparar con las especificaciones del fabricante.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Osciloscopio. 1 mm Cu. Impedancia terminal de 75 ohm. Semicírculo de Pb.  
**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; DHSS,1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994)  
**OBSERVACIONES** Valores típicos: 250-400 mV medidos desde el nivel de supresión o extinción.

**DE013.-** *Medida del nivel de negro.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Comprobar especificaciones fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Osciloscopio. 1 mm Cu. Impedancia terminal de 75 ohm. Semicírculo de Pb.  
**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; DHSS,1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994)  
**OBSERVACIONES** Valores típicos: 50-150 mV medidos desde el nivel de supresión o extinción.

**DE014.-** *Medida de la amplitud de la señal de vídeo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Comprobar las especificaciones del fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Osciloscopio. 1 mm Cu. Impedancia terminal de 75 ohm. Semicírculo de Pb.  
**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; DHSS,1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994)  
**OBSERVACIONES** Valores típicos: 600-1000 mV medidos desde el nivel de supresión o extinción.

**DE015.-** *Medida de la amplitud del ruido de la señal de vídeo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Comprobar especificaciones del fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Osciloscopio. 1 mm Cu. Impedancia terminal de 75 ohm. Semicírculo de Pb.  
**ANTECEDENTES** (HPA. Part II,1981; DHSS,1985; MDD/94/07, 1994; Cowen, 1994)  
**OBSERVACIONES** Valores típicos: <150 mV p.p

**DE016.-** *Señal de viñeteo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Simétrica.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Osciloscópio. 1 mm Cu.  
**ANTECEDENTES** (HPA. Part II,1981; DHSS,1985; MDD, 1994 ; Cowen, 1994)

### 2.1.7 Calidad de imagen.

DE017.- *Ajuste del brillo y contraste del monitor de TV.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** 1 mm Cu. Test conteniendo cuña de escala de grises.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; DHSS,1985;MDD, 1994)

DE018.- *Límite de resolución a alto contraste (pl/mm).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Material ICs:Na:  
Tamaño de campo de 36 cm: 0,9-1,0 pl/mm; de 30 cm: 1,12 pl/mm;  
de 23 cm: 1,2 pl/mm; de 15 cm: 1,6 pl/mm.  
Material ZnCdS:  
Tamaño de campo de 25 cm: 0,8 pl/mm; de 15 cm: 1,2 pl/mm  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Patrón de barras de Pb de al menos 100 µm de espesor.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; DHSS,1985;MDD, 1994; P.M. de Groot, 1994)  
**OBSERVACIONES** Estimar la resolución para cada tamaño de campo situando el test de barras en el centro del campo de entrada del tubo intensificador. Puede hacerse una medida más precisa de la resolución del sistema obteniendo la función de transferencia de modulación (MTF). Los valores consignados en las tolerancias corresponden al límite de resolución del tubo intensificador más la cámara de TV más el monitor de TV y son siempre inferiores al límite de resolución que proporciona el tubo 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.

DE019.- *Uniformidad de la resolución en todo el campo.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Patrón de barras de plomo/ Retícula metálica de resolución conocida.  
**ANTECEDENTES** (Moores,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; MDD, 1994; DHSS,1985)  
**OBSERVACIONES** Comprobar la uniformidad para cada tamaño de campo.



DE020.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste (%).

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Material ICs:Na:  
Tamaño de campo de 36 cm: 3,9%; de 30 cm: 3,3%; de 23 cm: 2,7%;  
de 15 cm: 1,8%  
Pantalla de entrada de ZnCdS:  $\leq 5,5\%$

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.

**PERSONAL** Experto/Técnico.

**EQUIPO** Test conteniendo objetos de bajo contraste con contrastes calibrados. 1 mm de Cu

**ANTECEDENTES** (Moore,1987; HPA.Part II,1981; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; DHSS,1985; MDD, 1994)

**OBSERVACIONES** Estimar el umbral de sensibilidad con el tamaño de campo normalmente utilizado y para los valores de tasa de exposición que se utilizan en las condiciones clínicas.

DE021.- Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Test conteniendo objetos de bajo contraste de diferentes tamaños y contrastes calibrados. Filtro Cu. Papel log-log.

**ANTECEDENTES** (HPA.Part II,1981; DHSS,1985; MDD, 1994)

## 2.2. Equipos fluorográficos.

La mayoría de los sistemas de fluoroscopia modernos suelen estar equipados con cámaras de pequeño formato para realizar radiografía seriada usando bien rollos de película de 70 mm, de 105 mm o bien película cortada en placas de 100 mm. En otros casos se utilizan cámaras de vídeo o cámaras de cine de 16 ó 35 mm para el registro de exámenes radiológicos dinámicos. En la tabla que aparece a continuación se indican los parámetros que hay que evaluar con estos dispositivos además de los indicados en el apartado anterior relativos al generador, tubo de rayos X, tubo intensificador y tasa de exposición al paciente. Con respecto a los parámetros de calidad de imagen hay que resaltar que no existen tolerancias definidas ya que dependen mucho del soporte de la imagen utilizado. Igualmente es necesario hacer un control de calidad de las películas y procesadoras siguiendo las indicaciones dadas en el apartado 1.3. de este protocolo dedicado a los sistemas de visualización, soportes de la imagen, procesado y almacenamiento.

| NÚM/<br>página                          | CONTROL   | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|---|---|---|--|-------|
| <b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b>             |   |   |  |       |
| <b>DE022</b>                            | Desviación y reproducibilidad del tiempo de exposición (véase GT009, pg. 22)  | E | Desv.: $\pm 10\%$<br>Reprod.: $\pm 10\%$<br>Tiempos: $< 20$ ms       | A/IC  |
| <b>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN</b> |   |   |  |       |
| <b>DE023</b><br>pg 49                   | Velocidad ( $R^{-1}$ , $C^{-1}$ Kg) a la entrada del tubo intensificador  | E | —  | A/IC  |
| <b>DE024</b><br>pg 49                   | Reproducibilidad del control automático de exposición y del control automático de ganancia                                      | E | Rep. Exposición: $\pm 10\%$<br>Rep. Densidad Optica: $\pm 0,1$       | A/IC  |
| <b>DE025</b><br>pg 49                   | Comprobación de la compensación del control automático de exposición para distintos espesores y tensiones                       | E | $\pm 0,1$ DO   | A/IC  |
| <b>GEOMETRÍA</b>                        |   |   |  |       |
| <b>DE026</b><br>pg 50                   | Comprobación de la coincidencia del centro de la imagen con el centro del campo de radiación                                    | E | $\pm 1\%$ de la distancia foco-imagen                                | A/IC  |
| <b>DE027</b><br>pg 50                   | Comprobación de la coincidencia del tamaño del campo de radiación con el tamaño del receptor de la imagen (véase DE011, pg. 44) | E | $\pm 3\%$ de la distancia foco-imagen en ambas dimensiones del campo | A/IC  |
| <b>DE028</b>                            | Medida del grado de distorsión geométrica (véase DE008, pg. 48)   | E | —  | A/IC  |
| <b>CALIDAD DE IMAGEN</b>                |   |   |  |       |
| <b>DE029</b><br>pg 50                   | Límite de resolución a alto contraste   | E | —  | A/IC  |
| DE030<br>pg 51                          | Uniformidad de la resolución  | C | —  | A/IC  |
| <b>DE031</b><br>pg 51                   | Umbral de sensibilidad a bajo contraste (estimación del ruido)  | E | —  | A/IC  |
| DE032<br>pg 51                          | Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle   | C | —  | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

### 2.2.2. Control automático de exposición.

DE023.- *Velocidad ( $R^t$ ,  $C^tKg$ ).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Filtro de Cu o maniquí homogéneo equivalente a paciente.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; Rowlands, 1994; Lin, 1994)  
**OBSERVACIONES** Cuando el equipo disponga de un dispositivo para seleccionar valores prefijados de densidad óptica, este parámetro habrá de medirse para cada una de las posibles opciones seleccionando la dimensión mayor del campo de entrada. La medida de este parámetro es equivalente a determinar la exposición a la entrada del tubo intensificador. Valores típicos de este último parámetro:  
- Cámaras de pequeño formato y vídeo: 10 - 100 nC kg<sup>-1</sup> imagen<sup>-1</sup> (50-400  $\mu$ R) dependiendo del tamaño de campo.  
- Cinefluorografía: 4-9 nC kg<sup>-1</sup>/fotograma (15 - 35  $\mu$ R) dependiendo del tamaño de campo.

DE024.- *Reproducibilidad del control automático de exposición y control automático de ganancia.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Rep. Exposición:  $\pm 10\%$  con respecto al valor medio obtenido en una serie de aproximadamente 10 exposiciones.  
Rep. Densidad:  $\pm 0,1$  DO con respecto al valor medio obtenido en una serie de aproximadamente 10 exposiciones.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. 1mm de Cu o maniquí homogéneo equivalente a paciente. Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980; NCRP,1988; Rowlands, 1994, Lin, 1994)

DE025.- *Comprobación de la compensación del control automático de exposición para distintos espesores y kVp.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\pm 0,1$  DO  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 60 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Distintos espesores (agua, perpex, Pb). Densitómetro  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; HPA. Part VI, 1983; ACR, 1982; Waggener, 1980; NCRP,1988; Rowlands, 1994; Lin, 1994)

### 2.2.3. Geometría.

**DE026.-** *Comprobación de la coincidencia del centro de la imagen con el centro del campo de radiación.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** ± 1% de la distancia foco-imagen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Filtro de Cu. Retícula de espaciado conocido. Regla. Película de RX. Cilindro de comprobación.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980; Chakraborty, 1994; Lin, 1982)

**DE027.-** *Comprobación de la colimación y de la coincidencia del tamaño del campo de radiación con el tamaño del receptor de la imagen.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** ±3% de la distancia foco-imagen en ambas dimensiones del campo. La suma de las desviaciones no debe superar el 4% de la distancia foco-imagen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Filtro de Cu. Retícula de espaciado conocido. Regla. Película de RX. Cilindro de comprobación.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; HPA. Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980; Chakraborty, 1994; Lin, 1982)

### 2.2.4 Calidad de imagen.

**DE029.-** *Límite de resolución a alto contraste (pl/mm).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Rejilla de barras de Pb. Lupa (8x). Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980; Cowen, 1994)  
**OBSERVACIONES** Se debe determinar para todos los tamaños de campo.  
Valores típicos en cineflorografía: 3,0 - 5,0 pl/mm.

**DE030.- Uniformidad de la resolución en todo el campo.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Test de barras de plomo. Rejilla metálica de resolución conocida. Lupa (8x).  
Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980;  
Cowen, 1994)

**DE031.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Test conteniendo objetos de bajo contraste con contrastes calibrados. 1 mm de  
Cu. Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987; HPA.Part VI,1983; ACR,1982; Waggener,1980;  
Cowen, 1994)

**DE032.- Umbral de sensibilidad para objetos de distinto tamaño en función del contraste.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO.** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Test conteniendo objetos de bajo contraste de diferentes tamaños y contrastes  
calibrados y de diámetro conocido. Filtro Cu. Papel log-log. Lupa (4x).  
Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (HPA. Part VI,1983; Cowen, 1994)

### 3. EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA.

En los equipos que se utilicen en programas para la detección precoz del cáncer en pacientes asintomáticos se deberán implantar desde el principio programas de garantía de calidad, con periodicidades en los controles más estrictas que las señaladas en este documento.

| NÚM/<br>página           | CONTROL                                      | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|--------------------------|--|---|---|-------|
| <b>RADIACIÓN DE FUGA</b> |  |   |   |       |
| MA001<br>pg 56           | Detección y medida de la radiación de fuga   | C | < 1 mGy/h a 1 m del foco, durante 1 h   | IC    |
| <b>GEOMETRÍA</b>         |  |   |   |       |
| MA002<br>pg 57           | Distancia foco-película                      | C | < ± 2% de las especificaciones  | IC    |
| MA003<br>pg 57           | Coincidencia campo de luz-campo de radiación | C | ≤ ± 5 mm  | IC    |
| MA004<br>pg 57           | Alineación campo de radiación-película       | E | ≤ ± 3 mm en el lado de la pared del tórax<br>≤ ± 5 mm en los tres lados restantes | A/IC  |
| MA005<br>pg 58           | Uniformidad del haz de radiación             | C | ≤ ± 10% en la dirección perpendicular al eje ánodo-cátodo                         | A/IC  |
| MA006<br>pg 58           | Aumento                                      | C | —   | IC    |
| MA007<br>pg 58           | Tamaño del foco                              | C | según (IEC, 1982)   | IC    |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página              | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|-----------------------------|--|---|---|-------|
| <b>CALIDAD DEL HAZ</b>      |  |   |   |       |
| MA008<br>pg 59              | Desviación y reproducibilidad de la tensión                  | E | Desviación: $\leq \pm 4\%$<br>(entre 26 y 30 kV)<br>Reproduc.: $\leq \pm 2\%$   | A/IC  |
| MA009<br>pg 59              | Capa hemirreductora  | E | < 0,30 mm Al<br>(a 28 kVp)  | A/IC  |
| <b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b> |  |   |   |       |
| MA010<br>pg 60              | Desviación y reproducibilidad de los tiempos de exposición   | C | Desviación: $\leq \pm 10\%$<br>para $\tau \geq 200$ ms y<br>$\leq \pm 15\%$ para $\tau < 200$ ms.<br>Reproduc.: $\leq \pm 10\%$ | A/IC  |
| MA011<br>pg 60              | Tiempo requerido para obtener una imagen estándar            | E | < 2 s   | A/IC  |
| <b>RENDIMIENTOS</b>         |  |   |   |       |
| MA012<br>pg 60              | Valor del rendimiento ( $\mu\text{Gy/mAs}$ ) (a 28 kVp)      | E | Según especificaciones del fabricante   | A/IC  |
| MA013<br>pg 60              | Reproducibilidad (a 28 kVp)                                  | E | $\leq \pm 5\%$  | A/IC  |
| MA014<br>pg 61              | Linealidad del rendimiento con la carga o el tamaño del foco | E | Linealidad $\leq 0,1$   | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

| NÚM/<br>página                                | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|---|--|---|---|-------|
| <b>SISTEMA DE COMPRESIÓN</b>                  |  |   |   |       |
| MA015<br>pg 61                                | Deformación de la placa de compresión  | E | < 15 mm   | A/IC  |
| MA016<br>pg 61                                | Fuerza de compresión   | C | —   | A/IC  |
| <b>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)</b> |  |   |   |       |
| MA017<br>pg 62                                | Densidad óptica de la imagen para la posición central del selector de densidades | E | Densidad óptica neta > 1,0  | A/IC  |
| MA018<br>pg 62                                | Reproducibilidad a corto plazo del CAE   | E | $\leq \pm 5\%$ (en DO y exposición)                               | A/IC  |
| MA019<br>pg 62                                | Incrementos de DO por paso del selector de densidades                            | E | $\pm 15\% - \pm 25\%$ DO<br>óptimo $\pm 20\%$ DO                  | A/IC  |
| MA020<br>pg 62                                | Constancia del CAE (reproducibilidad a largo plazo)                              | E | $\leq \pm 15\%$ de los valores de referencia (en DO y exposición) | m/IC  |
| MA021<br>pg 63                                | Compensación del CAE para distintas tensiones                                    | E | $\leq \pm 10\%$   | A/IC  |
| MA022<br>pg 63                                | Compensación del CAE para distintos espesores                                    | E | $\leq \pm 10\%$   | A/IC  |
| MA023<br>pg 63                                | Compensación del CAE con la tasa de exposición (o el tamaño del foco)            | C | $\leq \pm 10\%$   | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).



| NÚM/<br>página                    | CONTROL   | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|-----------------------------------|---|---|--|-------|
| <b>REJILLA</b>                    |   |   |  |       |
| MA024<br>pg 64                    | Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla   | C | El factor de exposición del sistema de rejilla < 3                     | IC    |
| <b>CARTULINA-PELÍCULA. CHASIS</b> |   |   |  |       |
| MA025<br>pg 65                    | Contacto-cartulina película   | E | —  | A/IC  |
| MA026<br>pg 65                    | Diferencias de sensibilidad entre las cartulinas  | E | Intervalo de DO ≤ 10%  | A/IC  |
| MA027<br>pg 65                    | Diferencias de absorción entre los chasis   | E | Intervalo de exposiciones ≤ 10%  | A/IC  |
| MA028<br>pg 66                    | Entradas de luz en los chasis. Artefactos debidos a las cartulinas  | E | —  | A/IC  |
| <b>PROCESADORA MAMOGRAFÍA</b>     |   |   |  |       |
| MA029<br>pg 66                    | Sensitometría: Base + velo<br>Índice de Velocidad<br>Índice de Contraste  | E | Base + velo: < 0,2 DO<br>Desviaciones respecto a valor de ref. ≤ ± 10% | d/IC  |
| MA030<br>pg 66                    | Artefactos  | E | —  | d/IC  |
| MA031<br>pg 67                    | Temperatura de procesado  | C | Desviación ≤ ± 0,2 ° C   | IC    |
| MA032<br>pg 67                    | Tiempo de procesado   | C | Desviación ≤ ± 5%  | IC    |
| MA033<br>pg 67                    | Actividad de los líquidos de procesado  | C | Desviación respecto valores señalados por el fabricante ± 0,5          | IC    |
| <b>CALIDAD DE IMAGEN</b>          |   |   |  |       |
| MA034<br>pg 68                    | Resolución a alto contraste en las dos direcciones del foco (a 20 mm por encima del tablero y en el centro del campo) | E | > 14 pl/mm   | m/IC  |
| MA035<br>pg 69                    | Variaciones del contraste de la imagen  | E | Desviación < 10% del valor de referencia                               | m/IC  |
| MA036<br>pg 69                    | Umbral de sensibilidad a bajo contraste   | E | ≤ 1,3 % para objetos de 5 ó 6 mm de diámetro                           | m/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

|                       |  |   |  |      |
|-----------------------|--|---|--|------|
| <b>MA037</b><br>pg 69 | Artefactos   | E | —  | m/IC |
| <b>MA038</b><br>pg 70 | Visibilidad de pequeños objetos  | C | —  | m/IC |
| <b>DOSIMETRÍA</b>     |  |   |  |      |
| <b>MA039</b><br>pg 70 | Kerma aire (sin retrodispersión) en la superficie del maniquí de 45 mm de metacrilato y en las condiciones de referencia (28 kV, con rejilla y con densidad neta unidad) | E | < 12 mGy                                 | A/IC |
| <b>MA040</b><br>pg 71 | Constancia de la dosis   | E | Desviación < 10% del valor de referencia | m/IC |

Algunos parámetros exigen las siguientes **condiciones de referencia** para efectuar el control del equipo :

- Foco grueso.
- 28 kV.
- Placa de compresión en contacto con el maniquí.
- Rejilla antidifusora.
- Control Automático de Exposición (CAE).
- Cámara del CAE en la posición más próxima a la pared del tórax.

teniendo en cuenta que:

- a) la **densidad óptica de referencia**, medida en el punto de referencia ha de ser igual a 1,0 + base y velo.
- b) el **punto de referencia** está situado a 60 mm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.
- c) el **maniquí estándar** a utilizar es de polimetilmetacrilato (PMM) que equivale, aproximadamente, a una mama promedio en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. Su espesor es  $45 \pm 0,5$  mm y es aconsejable que tenga dimensiones transversales rectangulares  $\geq 150 \times 100$  mm<sup>2</sup> o semicirculares con un radio  $\geq 100$  mm. El PMM suele comercializarse con los nombres de metacrilato o plexiglás.
- c) la **imagen estándar o de referencia** es la del maniquí estándar obtenida en las condiciones de referencia y con la densidad óptica de referencia.

### 3.1. Radiación de fuga.

**MA001.-** *Detección y medida de la radiación de fuga.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** < 1 mGy/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<sup>2</sup>.

**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Láminas de plomo de espesor  $\geq 3$  mm. Chasis cargados. Cámara de ionización.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; CEC, 1993)

**OBSERVACIONES** En los equipos modernos es improbable que haya radiación de fuga. No obstante, dada la posición y proximidad del tubo a la paciente, debería al menos detectarse si existe radiación de fuga en la zona del tubo más cercana a ella. Si el resultado fuese positivo debería medirse su valor.

### 3.2. Geometría.

#### MA002.- Distancia foco-película (DFP).

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | CONVENIENTE  |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96   |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | La diferencia entre el valor medido y el especificado por el fabricante debería ser $\leq \pm 2\%$ . |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 5 min.   |
| <b>PERSONAL</b>                | Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | Cinta métrica o regla.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (CEC, 1993; Gray, 1992)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>           |  |

#### MA003.- Coincidencia campo de luz-campo de radiación.

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | CONVENIENTE  |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96   |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | Las diferencias entre ambos campos debería ser $\leq \pm 5$ mm en cada uno de los cuatro lados.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 10 min.  |
| <b>PERSONAL</b>                | Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | Chasis cargado. Marcadores radiopacos. Regla.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (IPSM, 1994; CEC, 1993; ACR, 1994)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | En mamografía lo más frecuente es utilizar un tamaño de campo fijo por lo que este control no es tan importante como en radiología general. Puede hacerse simultáneamente a MA004. |

#### MA004.- Alineación campo de radiación-película.

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL   |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96   |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | La diferencia entre el borde del campo de radiación y el de la película debe ser $\leq \pm 3$ mm en el lado correspondiente a la pared del torax y $\leq \pm 5$ mm en los tres lados restantes.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 15 min.  |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto/Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | 2 chasis cargados. Alambre rígido. Marcadores radiopacos. Regla.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (CEC, 1993; ACR, 1994; Kotre, 1993; IPSM, 1994)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | El campo de radiación debe cubrir toda la película sin sobrepasarla de forma apreciable siendo el lado más crítico el correspondiente a la pared del tórax. Este control debe realizarse para todas las distancias foco-película y tamaños de campo utilizados. Si los bordes del campo de luz se delimitan con marcadores radiopacos puede estimarse simultáneamente la coincidencia de este campo con el de radiación. |

**MA005.- Uniformidad del haz de radiación.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** En dirección paralela al eje del tubo: según las especificaciones del fabricante.  
En dirección perpendicular al eje del tubo: la 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  $\leq \pm 10\%$

**PERIODICIDAD** Anual/Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.

**PERSONAL** Experto/ Técnico.

**EQUIPO** Lámina de 2 mm de aluminio o 2 cm de metacrilato. Chasis cargado. Regla. Densitómetro.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994)

**OBSERVACIONES** Es importante inspeccionar la imagen con el fin de detectar zonas de diferente DO que puedan deberse a alteraciones del filtro o de cualquiera de los componentes del equipo interpuestos en el haz.

**MA006.- Aumento.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** De acuerdo con las especificaciones del fabricante.

**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto/ Técnico.

**EQUIPO** Objeto delgado de dimensiones conocidas. Regla. Chasis cargado.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994)

**OBSERVACIONES** El factor de aumento es el cociente entre las dimensiones de la imagen y las del objeto.

**MA007.- Tamaño del foco.**

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las señaladas en (IEC, 1982).

**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 45 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Cámara de rendija. Cámara de microorificio. Patrón de estrella de resolución. Película directa o chasis cargado. Densitómetro y lupa con retícula.

**ANTECEDENTES** (IEC, 1982; CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a; Kimme-Smith, 1988; Kimme-Smith and Chatziioannou, 1993; Law, 1993)

**OBSERVACIONES**

### 3.3. Calidad del haz.

MA008.- *Desviación y reproducibilidad de la tensión (kVp).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Desviación  $\leq \pm 4\%$  (entre 26 y 30 kV).  
Reproducibilidad:  $\leq \pm 2\%$ .

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Kilovoltímetro específico para mamografía.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; CEC, 1993; ACR, 1994; AAPM, 1990a; Law, 1991)

**OBSERVACIONES** Deben verificarse al menos cuatro valores de kV que cubran el intervalo habitual de trabajo. Puesto que la tensión más habitual en equipos con rejilla es 28 kV conviene verificar la desviación de la tensión entre 26 y 30 kV y la reproducibilidad a 28 kV.

MA009.- *Capa hemirreductora.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $> 0,30$  mm Al (a 28 kVp)

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Hojas de aluminio de pureza  $\geq 99,5\%$  con espesores de 0,30, 0,40 y 0,50 mm respectivamente. Cámara de ionización.

**ANTECEDENTES** (CEC; 1995; CEC, 1993; IPSM, 1994; Gray; 1992; AAPM, 1990a; Wagner, 1990; Wagner, 1992)

**OBSERVACIONES** Utilizar condiciones de haz delgado para minimizar la influencia de la radiación dispersa. Situar el centro de la cámara en el punto de referencia y la placa de compresión sobre ella a suficiente distancia para evitar la radiación dispersa. Para las tensiones habituales en mamografía y con una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo, el valor de la CHR suele estar comprendido entre 0,3 y 0,4 mm de Al; con Mo/Rh, Rh/Rh y W/Mo entre 0,3 y 0,5 mm de Al y con W/Rh y W/Pd la CHR supera generalmente los 0,4 mm de Al.

### 3.4. Tiempo de exposición

MA010.- *Desviación y reproducibilidad de los tiempos de exposición.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Desviación  $\leq \pm 10\%$  para tiempos  $\geq 200\text{ms}$  y  $\leq \pm 15\%$  para tiempos  $< 200\text{ms}$ .  
Reproducibilidad:  $\leq \pm 10\%$ .

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.

**PERSONAL** Experto/ Técnico.

**EQUIPO** Medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; CEC, 1993; ; ACR, 1994; AAPM, 1990a)

**OBSERVACIONES** Algunos kilovoltímetros incorporan una opción que permite comprobar en una misma exposición la tensión y el tiempo de exposición. Si no se dispone de un medidor del tiempo puede comprobarse la linealidad de la exposición con el tiempo (ver control MA014).

MA011.- *Tiempo requerido para obtener una imagen estándar.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El tiempo requerido para obtener una imagen estándar debe ser inferior a 2 s.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.

**PERSONAL** Experto/ Técnico.

**EQUIPO** Medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía. Maniquí de 45 mm de metacrilato.

**ANTECEDENTES** (CEC, 1993)

**OBSERVACIONES**

### 3.5. Rendimientos.

MA0012 y MA013.- *Valor del rendimiento y reproducibilidad.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Rendimiento ( $\mu\text{Gy/mAs}$ ): según especificaciones del fabricante.  
Reproducibilidad:  $\leq \pm 5\%$ .

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Cámara de ionización.

**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; CEC, 1993; ACR, 1994; AAPM, 1990a; Wagner, 1992)

**OBSERVACIONES** La cámara debe centrarse en el punto de referencia y la placa de compresión debe estar sobre ella y a suficiente distancia para evitar la radiación dispersa. Los valores del rendimiento deben medirse para las tensiones utilizadas en la práctica clínica si a partir de ellos desean calcularse los valores de dosis. De no ser así, sólo es necesario medirlos a la tensión de referencia (28 kVp). La reproducibilidad es conveniente medirla a 28 kV. Los resultados pueden darse a un metro del foco.

**MA014.-** *Linealidad del rendimiento con la carga o el tamaño del foco.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Linealidad  $\leq 0,1$   
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 minutos.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Cámara de ionización.  
**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a; Wagner, 1992)  
**OBSERVACIONES** En la mayoría de los equipos modernos la corriente (mA) 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, con la medida de los rendimientos para cada foco a igualdad de tiempo y tensión (28 kV) se analiza la linealidad con la corriente.

**3.6. Sistema de compresión.**

**MA0015.-** *Deformación de la placa de compresión.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las distancias entre el tablero y las cuatro esquinas de la placa de compresión deberían ser iguales o diferir menos de 15 mm entre sí.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Gomaespuma, regla.  
**ANTECEDENTES** (AAPM, 1990a; Gray, 1992; CEC, 1993)  
**OBSERVACIONES**

**MA016.-** *Fuerza de compresión.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Balanza de baño u otro tipo de dinamómetro para medir la fuerza de compresión.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ; Gray, 1992; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Cuando el equipo indica la fuerza de compresión es conveniente comprobar que los valores indicados concuerdan con los reales. En estas medidas es conveniente utilizar toallas para evitar dañar el tablero o la placa de compresión.

### 3.7. Control automático de la exposición (CAE).

En todas estas pruebas el maniquí de metacrilato debe cubrir completamente la cámara o detector del CAE y conviene utilizar el mismo chasis y películas de la misma caja o lote. Es imprescindible que la procesadora esté ajustada y su funcionamiento sea estable. La DO debe medirse en el punto de referencia.

**MA017 y MA018.-** *Densidad óptica de la imagen para la posición central del selector de densidades. Reproducibilidad a corto plazo del CAE.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El valor de la densidad óptica neta de la imagen debería ser  $>1,0$ .  
Reproducibilidad a corto plazo:  $\leq \pm 5\%$  tanto para la densidad óptica como para la exposición.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.

**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)

**OBSERVACIONES** Para evaluar la reproducibilidad a corto plazo del CAE conviene obtener al menos cinco imágenes del maniquí utilizando las condiciones de referencia y en la posición central del selector de densidad. Si las condiciones de rutina son muy distintas de las de referencia convendría realizar este control en ambas condiciones.

**MA019.-** *Incrementos de DO por paso del selector de densidades.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El incremento de DO correspondiente a dos pasos consecutivos debe estar entre  $\pm 15\% - \pm 25\%$  DO. Optimo un  $\pm 20\%$  DO.

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 25 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.

**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)

**OBSERVACIONES** Utilizar las mismas condiciones que en el apartado anterior pero variando las posiciones del control de densidades. Pueden utilizarse las imágenes obtenidas en ese control.

**MA020.-** *Constancia del CAE.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La desviación de la DO y de la exposición (mAs) requerida para obtener una imagen estándar del maniquí debe ser  $\leq \pm 15\%$  del valor de referencia.

**PERIODICIDAD** Mensual/Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Maniquí utilizado para el control de la calidad de la imagen. Densitómetro.

**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994)

**OBSERVACIONES** Puede evaluarse simultáneamente con 3.11. Anotar los mAs necesarios para obtener la imagen del maniquí, medir la DO y comparar con los valores de referencia.



**MA021.-** *Compensación del CAE para distintas tensiones.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las variaciones de DO con respecto al valor medio obtenido en el control MA018 deben ser  $\leq \pm 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Conviene obtener imágenes del maniquí de metacrilato a 26, 28 y 30 kV o a la tensión habitual de trabajo y tensiones próximas. Las demás condiciones deben ser iguales a las utilizadas en el control MA018. Pueden utilizarse las imágenes obtenidas en ese control.

**MA022.-** *Compensación del CAE para distintos espesores.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las variaciones de DO con respecto al valor medio obtenido en el control MA018 deben ser  $\leq \pm 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Espesores de metacrilato de 20, 45 y 60 mm respectivamente, chasis, películas y densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Conviene obtener imágenes de 20, 45 y 60 mm de metacrilato. Las demás condiciones deben ser iguales a las utilizadas en el control MA018. Para 45 mm pueden utilizarse las imágenes obtenidas en ese control.

**MA023.-** *Compensación del CAE con la tasa de exposición (o el tamaño del foco).*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las variaciones de DO con respecto al valor medio obtenido en el control MA018 deben ser  $\leq \pm 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994)  
**OBSERVACIONES** Conviene obtener imágenes del maniquí para las distintas corrientes del tubo (o para ambos focos) a 28 kV o a la tensión habitual de trabajo. Pueden utilizarse las imágenes del maniquí obtenidas en el control MA018.

### 3.8. Rejilla.

**MA024.-** *Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | Factor de exposición del sistema de rejilla < 3  |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min.  |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Cámara de ionización. Maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis, películas y densitómetro.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (CEC, 1993; IPSM, 1994)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | <p>El maniquí de metacrilato debe estar sobre el tablero y mantener la placa de compresión dentro del haz. El factor de exposición de la rejilla se calcula como <math>D_1/D_2</math> donde <math>D_1</math> y <math>D_2</math> son los valores de dosis aire medidos en el haz en el mismo punto del plano de la imagen sin y con rejilla respectivamente.</p> <p>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: <math>D_1 f_1^2 / D_2 f_2^2</math> donde <math>D_1</math> y <math>D_2</math> 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 y <math>f_1</math> y <math>f_2</math> 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 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. Es conveniente realizar los controles a 28 ó 30 kV.</p> |

### 3.9. Cartulina-película. Chasis.

En las pruebas de este apartado es conveniente colocar en una esquina del chasis (o de la malla de contacto) un número de plomo para identificar cada imagen. Se deben utilizar películas de la misma caja o lote. Los controles MA026, MA027 y MA028 pueden realizarse conjuntamente.

#### MA025.- *Contacto cartulina/película.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las zonas que muestren un mal contacto deben ser inferiores a 4 cm<sup>2</sup>.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min (seis chasis).  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Malla de contacto con al menos 20 líneas/cm.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994; Gray, 1992; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Los chasis deben colocarse sobre el tablero y no en su posición habitual bajo la rejilla.

#### MA026.- *Diferencias de sensibilidad entre las cartulinas.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las DO de las imágenes obtenidas con todos los chasis deberán estar en un intervalo  $\leq 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min (6 chasis).  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, densitómetro y películas del mismo lote.  
**ANTECEDENTES** (Moore, 1987; CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES**

#### MA027.- *Diferencias de absorción entre los chasis.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las exposiciones (mAs) correspondiente a todos los chasis deberían estar en un intervalo  $\leq 10\%$ .  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min (6 chasis).  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato, densitómetro y películas del mismo lote.  
**ANTECEDENTES** (Moore, 1987; CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES**

**MA028.- Entradas de luz en los chasis. Artefactos debidos a las cartulinas.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No procede.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min (6 chasis).  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato. Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (Moore, 1987; CEC, 1993; IPSM, 1994; ACR, 1994; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Antes de procesar las imágenes obtenidas en los controles anteriores se exponen los chasis a una fuente de luz (p.e. un negatoscopio) durante un par de minutos. Las imágenes deben inspeccionarse cuidadosamente para detectar las entradas de luz así como artefactos ocasionados por cualquier deterioro de las cartulinas.

**3.10. Procesadora de mamografía.**

**MA029.- Sensitometría: Índice de velocidad, índice de contraste y base+velo.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Base+velo: <0,2 DO  
Las desviaciones del índice de velocidad, del índice de contraste y de la base + velo deberían estar dentro de  $\leq \pm 10\%$  de los respectivos valores de referencia.  
**PERIODICIDAD** Diaria/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Sensitómetro, densitómetro y películas.  
**ANTECEDENTES** (AAPM, 1990a; Gray, 1992; ANSI, 1983; CEC, 1993; IPSM, 1994; Moore, 1987)  
**OBSERVACIONES** Conviene usar películas de la misma caja o lote.

**MA030.- Artefactos debidos a la procesadora.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Apreciación visual.  
**PERIODICIDAD** Diaria/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; Gray, 1992; ACR, 1994)  
**OBSERVACIONES** La existencia de artefactos puede comprobarse examinando las imágenes del maniquí obtenidas en otros controles (CAE, rejilla, control de los chasis, calidad de la imagen, etc.). No deberían detectarse artefactos que puedan enmascarar de forma apreciable la imagen.

MA031.- *Temperatura de procesado.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La desviación entre el valor medido y el valor nominal debe ser  $\leq \pm 0,2$  °C  
**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Termómetro digital o de alcohol, nunca de mercurio.  
**ANTECEDENTES** (IPSM, 1994; CEC, 1993)  
**OBSERVACIONES**

MA032.- *Tiempo de procesado.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La desviación con el valor especificado por el fabricante debería ser  $\leq \pm 5\%$   
**PERIODICIDAD** Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Cronómetro.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; IPSM, 1994)  
**OBSERVACIONES**

MA033.- *Actividad de procesado (pH).*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** pH del revelador y fijador variaciones no superiores a  $\pm 0,5$  respecto a los valores señalados por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Según resultados de controles sensitométricos.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min por procesadora.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** pH-metro  
**ANTECEDENTES** (Moore, 1987)  
**OBSERVACIONES** Puede realizarse un control mensual o bien si existen indicaciones sensitométricas que lo aconsejen.

### 3.11. Calidad de imagen.

En general, tanto el método como los parámetros utilizados para evaluar la calidad de la imagen dependen del maniquí de calidad de imagen que se utilice. No obstante, los parámetros físicos que se especifican en este apartado son básicos y deberían evaluarse con independencia del maniquí.

Los valores límites o tolerancias de los parámetros que a continuación se especifican se definen para las condiciones de referencia y por tanto, conviene utilizar estas condiciones para evaluar la calidad de la imagen. Sin embargo, si las condiciones de rutina son muy distintas conviene evaluar la calidad de imagen en ambos casos y comparar los resultados. Si el maniquí equivale aproximadamente a una mama promedio, puede utilizarse el CAE asegurándose de que cubra completamente la cámara del CAE y que los objetos de

alta absorción (rejillas de resolución a alto contraste) no estén situados sobre ella. En caso contrario debería utilizarse técnica manual con los mAs necesarios para que la DO de la imagen sea similar a la DO de referencia o a la de las imágenes clínicas respectivamente.

El tiempo que se especifica en cada apartado es el que se estima necesario para las pruebas de constancia de la calidad de la imagen. El tiempo requerido para obtener los valores de referencia en las pruebas de estado será, en general, superior.

Las **condiciones de referencia** para efectuar el control de imagen son:

- Foco grueso.
- 28 kV.
- Placa de compresión en contacto con el maniquí.
- Rejilla antidifusora.
- Control Automático de Exposición (CAE).
- Cámara del CAE en la posición más próxima a la pared del tórax.

teniendo en cuenta que:

- a) la **densidad óptica de referencia**, medida en el punto de referencia ha de ser igual a 1,0 + base y velo.
- b) el **punto de referencia** está situado a 60 mm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.
- c) el **maniquí estándar** a utilizar es de polimetilmetacrilato (PMM) que equivale, aproximadamente, a una mama promedio en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. Su espesor es  $45 \pm 0,5$  mm y es aconsejable que tenga dimensiones transversales rectangulares  $\geq 150 \times 100$  mm<sup>2</sup> o semicirculares con un radio  $\geq 100$  mm. El PMM suele comercializarse con los nombres de metacrilato o plexiglás.
- d) la **imagen estándar o de referencia** es la del maniquí estándar obtenida en las condiciones de referencia y con la densidad óptica de referencia.

#### MA034.- Resolución a alto contraste.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | El valor de la resolución a alto contraste medida a 20 mm por encima del tablero y en el centro de la imagen debe ser $> 14$ pl/mm en las dos direcciones del foco. |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Mensual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 30 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Patrón o patrones de resolución (hasta 20 pl/mm). Dos placas de metacrilato de 20 mm cada una. Lupa.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (CEC, 1993; AAPM, 1990a)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Utilizar las condiciones de referencia y las condiciones geométricas anteriormente señaladas.   |

MA035.- *Variaciones del contraste de la imagen.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Las desviaciones del contraste de la imagen deberán ser inferiores al 10% del valor de referencia.  
**PERIODICIDAD** Mensual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato. Cuña escalonada de aluminio. Densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Utilizar las condiciones de referencia.

MA036.- *Umbral de sensibilidad a bajo contraste.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Los objetos de gran tamaño (diámetro de 5 ó 6 mm) deberán detectarse con un contraste  $\leq 1,3\%$ .  
**PERIODICIDAD** Mensual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Maniquí de mamografía que incluya objetos de bajo contraste con un tamaño parecido al dado en las tolerancias.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; AAPM, 1990a)  
**OBSERVACIONES** Utilizar las condiciones de referencia.

MA037.- *Artefactos en la imagen.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Apreciación visual.  
**PERIODICIDAD** Mensual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de 45 mm de metacrilato.  
**ANTECEDENTES** (CEC, 1993; Gray, 1992; ACR, 1994)  
**OBSERVACIONES** Examinar cuidadosamente las imágenes obtenidas para detectar todos los artefactos investigando posibles causas (rejilla, mal contacto cartulina-película, procesadora, etc.).

**MA038.-** *Visibilidad de pequeños objetos.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La desviación relativa entre el número de objetos de pequeño tamaño detectado y el valor de referencia debería ser  $\leq$  el coeficiente de variación de éste.

**PERIODICIDAD** Mensual/ Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Maniquí de mamografía.

**ANTECEDENTES**

**OBSERVACIONES** Utilizar las condiciones de referencia.

3.12. Dosimetría.

**MA039.-** *Kerma aire en superficie a la entrada (KASE).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El valor del Kerma aire en la superficie de entrada del maniquí necesario para obtener una imagen estándar del mismo debe ser  $<12$  mGy. Sería deseable un valor inferior a 10 mGy.

**PERIODICIDAD** Mensual/Inicial, tras cambios.

**TIEMPO ESTIMADO** 30 min.

**PERSONAL** Experto.

**EQUIPO** Dosímetro, maniquí de 45 mm de metacrilato, chasis cargado y densitómetro.

**ANTECEDENTES** (CEC, 1995; CEC, 1993; CCE, 1990; IAEA, 1994; IPSM, 1994; AAPM, 1990a; ACN, 1994; Rosenstein, 1985; Dance, 1990; Wu, 1991; Wu, 1994)

**OBSERVACIONES** Aunque por facilidades de medida la tolerancia se establece en función del KASE la magnitud dosimétrica para la estimación del riesgo en mamografía es la dosis promedio en tejido glandular ( $D_g$ ). Su valor se obtiene a partir del KASE haciendo uso de factores de conversión ( $g$ ) que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo:  $D_g = KASE \times g$ . Con el fin de obtener un valor de  $D_g$  que sea reproducible y fácil de comparar se aconseja utilizar el maniquí estándar y las condiciones de referencia en su determinación. El coeficiente  $g$  depende del espesor de metacrilato y de la calidad del haz (CHR). Por otra parte, los valores de  $D_g$  estimados a partir de las medidas del KASE sobre pacientes permiten obtener distribuciones de dosis en función del espesor y la composición de la mama y valores promedio de dosis a la población. Estos valores son más útiles para la estimación del riesgo radiológico. En este caso el coeficiente  $g$  depende, además de la calidad del haz, del espesor de la mama. El "Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía" (CCE, 1995) describe detalladamente el método a seguir para la determinación de esta magnitud en ambas situaciones y establece los correspondientes valores límites. El documento "International Basic Safety Standards" (IAEA, 1994) establece "valores de dosis de referencia" en función de  $D_g$  para una mama promedio de 4,5 cm de espesor.



MA040.- *Constancia de la dosis.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | La desviación del KASE (mAs) y de la DO debe ser $\leq \pm 10\%$ respecto a los correspondientes valores de referencia  |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Mensual/Inicial, tras cambios.  |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 30 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto.  |
| <b>EQUIPO</b>          | Dosímetro. Maniquí de 45 mm de metacrilato. Densitómetro.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (CCE, 1995; CCE, 1993; CCE, 1990; IPSM, 1994; AAPM, 1990a; ACR, 1994)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | La reproducibilidad a largo plazo de la dosis puede verificarse aprovechando los controles periódicos de la calidad de la imagen. Para ello es necesario obtener los valores de referencia (y los coeficientes de variación) del KASE y de la DO en las pruebas de estado al mismo tiempo que se establecen los valores de referencia para los parámetros de la calidad de la imagen. |

#### 4. CONTROL EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

| NÚM/<br>página | CONTROL   | * | TOLERANCIAS                                   | PER** |
|----------------|---|---|---|-------|
| TC001<br>pg 73 | Ruido de la imagen                                    | C | 0,5 - 1%                                      | m     |
| TC002<br>pg 73 | Valor medio del nº CT                                 | C | $< \pm 4$ UH                                  | m     |
| TC003<br>pg 74 | Uniformidad espacial del nº CT                        | C | $< \pm 5$ UH                                  | m     |
| TC004<br>pg 74 | Linealidad, escala de contraste y energía efectiva    | C |   | S     |
| TC005<br>pg 75 | Resolución a bajo contraste (resolución de contraste) | C | Variable, según especificaciones              | T     |
| TC006<br>pg 75 | Resolución a alto contraste (resolución espacial)     | E | Variable, según especificaciones              | T     |
| TC007<br>pg 76 | Alineamiento luz - haz de radiación                   | E | $\pm 15\%$ corte                              | S     |
| TC008<br>pg 76 | Desplazamiento de la camilla                          | E | $\pm 2$ mm                                    | S     |
| TC009<br>pg 77 | Dosis de radiación                                    | E | $\pm 20\%$ del valor de base                  | S     |
| TC010<br>pg 77 | Perfiles de sensibilidad                              | E | FWHM $< s \pm 1$ mm<br>FWHM $< s \pm 50\%$ mm | S     |
| TC011<br>pg 78 | Medidas de protección (y radiación de fuga)           | E |   | A     |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

TC001.- *Ruido de la imagen.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 0,5-1%.  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO** 2-5 minutos.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí cilíndrico uniforme -agua es preferible- de tamaño apropiado. Si se realizan muchos exámenes de la cabeza, es conveniente añadir un anillo externo de unos 5 mm de espesor de material equivalente a hueso cortical.  
**ANTECEDENTES** (HPA, 1981b)  
**OBSERVACIONES** Se estima la desviación típica ( $\sigma$ ) para una "región de interés" (ROI) de unas 100 celdillas o "pixels" en la zona central. 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  $\sigma$  por la diferencia de valores del número CT entre agua y aire (teóricamente 1000) y se multiplica por 100 para obtener el porcentaje. La normalización del valor de  $\sigma$  usando el coeficiente de atenuación lineal del agua y la escala de contraste ( $\% \sigma_{uw}$ ) (McCullough et al, 1976) adoptada por la AAPM (AAPM, 1993), conduce al mismo resultado. El valor del 0.5% se obtiene típicamente en un barrido con los parámetros de operación habituales de exámenes de cabeza sobre un maniquí que reproduce la geometría de la misma (15-20 cm de diámetro y varios cm de espesor). Puesto que los resultados dependen de las condiciones de medida, es conveniente detallar éstas al especificar el valor obtenido.

TC002.- *Valor medio del número CT.*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\Delta CT < \pm 4$  UH (en aire y agua).  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO** 2-5 minutos.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí cilíndrico uniforme -agua es preferible- de tamaño apropiado.  
**ANTECEDENTES** (HPA, 1981b)  
**OBSERVACIONES** Valor medio del número CT para ROI con no menos de 100 celdillas o "pixels" en la zona central. La verificación de este parámetro es esencial y debe realizarse con mayor frecuencia si se emplea el equipo en análisis cuantitativo.

TC003.- Uniformidad espacial del número CT.

CALIFICACIÓN: CONVENIENTE  
FECHA DE ACTUALIZACIÓN: 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\Delta CT < \pm 5$  UH.  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO** 2-5 minutos.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí cilíndrico uniforme -agua es preferible- de tamaño apropiado. 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.  
**ANTECEDENTES** (Hemmingsson, 1983; AAPM, 1993)  
**OBSERVACIONES** Seleccionar cuatro ROI en la periferia (a 1 cm del borde). Se comparan los valores medios del número CT en dichas zonas. Asimismo puede incluirse en este apartado la verificación de la constancia temporal. El valor indicado en tolerancias puede resultar estricto en algunos casos (HPA, 1981b). Como alternativa a considerar (IEC, 1994c) puede bastar con que las diferencias entre los valores medios del número CT y los valores base sean  $< \pm 2$  UH.

TC004.- Linealidad, escala de contraste y energía efectiva

CALIFICACIÓN: CONVENIENTE  
FECHA DE ACTUALIZACIÓN: 01/01/96

**TOLERANCIAS** No se establecen.  
**PERIODICIDAD** Semestral.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí con cilindros de diferentes plásticos (con coeficientes de atenuación lineal conocidos) en agua.  
**ANTECEDENTES** (McCullough, 1976; Millner, 1978; White and Speller, 1980; Judy and Adler, 1980; Nosil, 1989)  
**OBSERVACIONES** Se representan los valores medios del número CT en función de  $\mu$  para cada material. Se obtiene así un conjunto de puntos por los que debe 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 CT. 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 CT y  $\mu$  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. La energía efectiva del haz se estima como el valor de energía que hace máximo el coeficiente de correlación del ajuste del número CT vs.  $\mu(E)$ . El valor habitual es de unos 70 keV. La comprobación de la linealidad y la energía efectiva es importante si el equipo de TC se emplea en línea para tratamientos de radioterapia o en análisis cuantitativo.

TC005.- *Resolución a bajo contraste (Resolución de contraste).*

**CALIFICACIÓN:** CONVENIENTE  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Variable, según especificaciones.  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Equipo multidisciplinar (técnico RD, radiólogo y especialista control calidad).  
**EQUIPO** Maniquí de un material dado, conteniendo objetos de pequeño tamaño variable  
construidos con otro material de similar, aunque distinto, coeficiente de  
atenuación.  
**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 en  
condiciones favorables.

TC006.- *Resolución a alto contraste (Resolución espacial).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Variable, según especificaciones.  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Maniquí de resolución espacial. Contiene una serie de cilindros de alto contraste  
(diferencias con el medio superiores a 100 números CT) 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. Maniquí con un hilo o  
una lámina muy delgada de Cu o con un borde neto de separación entre  
metacrilato y agua.  
**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 cuyos componentes  
puedan ser identificados con un grado aceptable de separación y sin distorsión.  
Este método es menos preciso que los métodos de obtención de la resolución a  
partir 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 debe 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.

**TC007.- Alineamiento luz - haz de radiación.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** ±15% corte.  
**PERIODICIDAD** Semestral.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Placa radiográfica con un soporte rectangular plano. Bolígrafo de punta fina u otro instrumento punzante para perforar en la línea de proyección de la luz. (HPA, 1981b; Moores, 1987; AAPM, 1993)  
**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES** La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación de la resolución espacial. Además es conveniente comprobar también la exactitud - angular y longitudinal - de la radiografía digital localizada plana ("scout view" o "topogram").

**TC008.- Desplazamiento de la camilla.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** ±2 mm.  
**PERIODICIDAD** Semestral.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Regla graduada en mm para medir desplazamientos. (Moores, 1987; IEC, 1994c)  
**ANTECEDENTES**  
**OBSERVACIONES** Esta prueba se hace con un peso equivalente al paciente (70 kg) sobre la camilla. Las diferencias entre el desplazamiento nominal y real se combinan para avance y retroceso de la camilla.

TC009.- Dosis de radiación.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** ± 20% del valor de referencia.  
**PERIODICIDAD** Semestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15-20 min.  
**PERSONAL** Técnico/ Experto.  
**EQUIPO** Maniquí específico y equipo de medida de dosis, que puede incluir cámara de tipo "lápiz" y electrómetro, o sistema de dosimetría por termoluminiscencia (TL).  
**ANTECEDENTES** (Shope, 1981; Spokas, 1982; Suzuki, 1978; DHHS, 1984; Rothenberg and Pentlow, 1992; AAPM, 1993; IEC, 1994c; IAEA, 1994)  
**OBSERVACIONES** La magnitud a medir es el Índice de Dosis de TC, conocido por sus siglas en inglés (CTDI), aunque también puede determinarse otra magnitud dosimétrica - definida de manera similar - la Dosis Promedio para Barridos Múltiples (MSAD). Para realizar la prueba, conviene medir en el centro del maniquí y al menos en cuatro posiciones sobre el plano de corte (normalmente se recomiendan los cuatro "cuartos horarios" a 1 cm del borde del maniquí). Se recomienda utilizar maniquíes de metacrilato de diámetros 16 cm (técnicas de cráneo) y 32 cm (técnicas de tronco) y espesor superior al volumen activo del detector utilizado en las medidas. También pueden realizarse las medidas mediante dosímetros de TL insertados adecuadamente en un contenedor cilíndrico.

TC010.- Perfiles de sensibilidad (espesor efectivo de corte).

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** FWHM < s ± 1 mm si s > 2 mm; FWHM < s ± 50% si s < 2 mm.  
**PERIODICIDAD** Mensual.  
**TIEMPO ESTIMADO**  
**PERSONAL** Técnico/Experto.  
**EQUIPO** Maniquí con rampa de Al o Cu. Se puede hacer también con "escaleras" de plástico que endurecen menos el haz.  
**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 una técnica de bajo ruido y el algoritmo de reconstrucción apropiado (normalmente cabeza). 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 CT del fondo, 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.

TC011.- *Medidas de protección (y radiación de fuga).*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**

**PERIODICIDAD**

Anual.

**TIEMPO ESTIMADO**

**PERSONAL**

Técnico.

**EQUIPO**

Monitor de radiación.

**ANTECEDENTES**

**OBSERVACIONES**

Esta prueba se hará también después de modificaciones del sistema, tales como sustitución del tubo de rayos X. Dado que la radiación de fuga está controlada en el proceso de fabricación, su verificación -a diferencia de las medidas de protección- no es esencial, sólo conveniente.

Otras pruebas convenientes son: exactitud del número CT; dependencia del valor medio del número CT del espesor de corte, de los desplazamientos longitudinales del maniquí y del algoritmo de reconstrucción; prueba de artefactos... Además, los sistemas de representación de imagen asociados a los equipos de TC -tubos de rayos catódicos (TRC) y cámaras multiformato- deben ser sometidos a las pruebas indicadas en la Sección 5.



## 5. CÁMARAS MULTIFORMATO.

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

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

| NÚM/<br>página | CONTROL   | * | TOLERANCIAS                           | PER** |
|----------------|---|---|---------------------------------------|-------|
| MF001<br>pg 80 | Limpieza óptica y CRT   | E | —                                     | T     |
| MF002<br>pg 80 | Distorsión  | E | $0,85 < D_{medida} / D_{real} < 1,0$  | s     |
| MF003<br>pg 80 | Uniformidad   | E | —                                     | s     |
| MF004<br>pg 81 | Resolución alto y bajo contraste  | E | Límite especificado por el fabricante | s     |
| MF005<br>pg 81 | Escala de grises<br>5% sobre señal luminosa<br>5% bajo señal luminosa   | E | Delimitar visualmente                 | d     |
| MF006<br>pg 81 | Escala de grises<br>Baja densidad (Base + velo)<br>Densidad media (1,1 a 1,2)<br>Contraste (diferencia en densidad) | E | $\pm 0,10 - 0,15$ DO                  | d     |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

**MF001.- Limpieza óptica y CRT.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** No procede.  
**PERIODICIDAD** Trimestral.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Utensilios de limpieza de elementos ópticos (pañó suevo, etc.).  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988)  
**OBSERVACIONES**

**MF002.- Distorsión de la imagen.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $0,85 < D_{medida} / D_{real} < 1,0$   
**PERIODICIDAD** Semanal.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Patrón SMPTE y regla.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988; SMPTE,1986; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES**

**MF003.- Uniformidad de la imagen.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Inspección visual.  
**PERIODICIDAD** Semanal.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Patrón SMPTE y densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988; Gray,1993; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES**

**MF004.- Resolución alto y bajo contraste.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Límite especificado por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Semanal.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Patrón SMPTE y lupa.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988; Gray,1993; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES**

**MF005.- Escala de grises (inspección visual).**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** Delimitar diferencias visualmente.  
**PERIODICIDAD** Diaria.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Patrón SMPTE.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988; Gray,1993; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES** En la escala de grises del patrón debería observarse diferencias extremas (5% de diferencia sobre el nivel de señal mínima y máxima).

**TC006.- Escala de grises.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\pm 0,10-0,15$  DO.  
**PERIODICIDAD** Diaria.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Patrón SMPTE y densitómetro.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1988; Gray,1993; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES** Debería hacerse una curva similar a la del control de revelado sobre una base diaria, respecto a unos valores de referencia. Se elige un nivel de baja densidad (90% con densidad 0,25), un nivel de densidad media (40%, con densidad 1,10-1,20 DO) y unos escalones con diferencia en densidad aproximada de 1,20 DO (10% y 70% aproximadamente).

## 6. EQUIPOS DENTALES CONVENCIONALES.

| NÚM/<br>página                | CONTROL  | * | TOLERANCIAS   | PER** |
|-------------------------------|--|---|---|-------|
| <b>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</b> |  |   |   |       |
| DL001<br>pg 83                | Mínima distancia foco-piel                             | E | 20 cm para $T_p > 60$ kV<br>10 cm para $T_p \leq 60$ kV | A/IC  |
| DL002<br>pg 83                | Tamaño del campo en el extremo del localizador         | E | $\leq 6$ cm   | A/IC  |
| <b>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</b>   |  |   |   |       |
| DL003<br>pg 83                | Desviación y reproducibilidad de tiempos de exposición | E | $\pm 10\%$ en ambos parámetros                          | A/IC  |
| <b>RENDIMIENTOS</b>           |  |   |   |       |
| DL004<br>pg 84                | Dosis de referencia                                    | E | 30-80 $\mu$ Gy/mAs a 1m entre 50 y 70 kV                | A/IC  |
| DL005<br>pg 85                | Reproducibilidad                                       | E | $\leq 0,10$   | A/IC  |
| DL006<br>pg 85                | Linealidad   | E | $< 0,1$   | A/IC  |
| <b>CALIDAD DEL HAZ</b>        |  |   |   |       |
| DL007<br>pg 85                | Desviación y reproducibilidad de la tensión            | C | $\pm 10\%$ en ambos parámetros                          | A/IC  |
| DL008<br>pg 86                | Filtración   | E | $\geq 1,5$ mm Al para equipos con $T_p < 70$ kV         | A/IC  |
| DL009<br>pg 86                | Visualización de la forma de onda                      | C | —   | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

### 6.1. Parámetros geométricos.

#### DL001.- *Mínima distancia foco-piel.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**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.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 5 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Cinta métrica.  
**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  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\leq 6$  cm  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Técnico.  
**EQUIPO** Chasis con placa de 18x24 y parrilla incorporada.  
**ANTECEDENTES** (NCRP,1973; ICRP,1982a)  
**OBSERVACIONES** En aquellos centros que no dispongan de reveladora para placas mayores que las de radiografía dental convencional, será necesario llevar un chasis cargado que se revelará posteriormente.

## 6.2. Tiempo de exposición.

DL003.- *Desviación y reproducibilidad del tiempo.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | ± 10% en ambos parámetros.  |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 10 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto/ Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Medidor de tiempos de exposición.   |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (Hendee,1985; Moores,1987)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | Las medidas se realizarán a diferentes tiempos de exposición.<br>En aquellos equipos que no tengan un temporizador con escala temporal, sino selección del tipo de diente, 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. |

## 6.3. Rendimientos.

DL004.- *Dosis de referencia.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>TOLERANCIAS</b>     | De modo orientativo: entre 30 y 80 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco para equipos con tensiones pico comprendidas entre 50 y 70 kV.   |
| <b>PERIODICIDAD</b>    | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b> | 15 min.   |
| <b>PERSONAL</b>        | Experto/ Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>          | Cámara de ionización y electrómetro.  |
| <b>ANTECEDENTES</b>    | (CSN,1990)  |
| <b>OBSERVACIONES</b>   | 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.<br>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.<br>Si las dosis se miden a otras tensiones puede utilizarse este parámetro para estimar dosis a pacientes en condiciones reales de trabajo.<br>Es útil también para cuantificar las diferencias entre los diversos equipos dentales. |

**DL005.- Reproducibilidad.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** DE/X < 0,10  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Cámara de ionización. Electrómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES** DE es la desviación estándar y X el valor medio de la dosis en aire sin retrodispersión y por mAs nominales a la tensión del tubo y expresada a 1 m de distancia del foco, para varias exposiciones en las mismas condiciones.

**DL006.- Linealidad.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** 
$$\frac{(\mu\text{Gy/mAs})_{i+1} - (\mu\text{Gy/mAs})_i}{(\mu\text{Gy/mAs})_{i+1} + (\mu\text{Gy/mAs})_i} < 0,1$$

**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Cámara de ionización y electrómetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES** Este parámetro se calcula entre pasos consecutivos.

**6.4. Calidad del haz.**

**DL007.- Desviación y reproducibilidad de la tensión.**

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS**  $\pm 10\%$  en ambos parámetros.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 10 min.  
**PERSONAL** Experto/ Técnico.  
**EQUIPO** Kilovoltímetro.  
**ANTECEDENTES** (Hendee,1985; Moores,1987)  
**OBSERVACIONES** Igual metodología que DL003.

**DL008.- Filtración.**

|                                |   |
|--------------------------------|---|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | ESENCIAL  |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96  |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | ≥ 1,5 mm Al para equipos con tensión pico < 70 kV<br>≥ 2,5 mm Al para equipos con tensión pico ≥ 70 kV. |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios.   |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 10 min.   |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto/ Técnico.   |
| <b>EQUIPO</b>                  | Cámara de ionización y electrómetro. Filtros de Al de pureza superior a 99,5%.                          |
| <b>ANTECEDENTES</b>            | (ICRP,1982a; NCRP,1973)   |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | Semejante al GT013  |

**DL009.- Visualización de la forma de onda.**

|                                |                               |
|--------------------------------|-------------------------------|
| <b>CALIFICACIÓN:</b>           | CONVENIENTE                   |
| <b>FECHA DE ACTUALIZACIÓN:</b> | 01/01/96                      |
| <b>TOLERANCIAS</b>             | No se establecen.             |
| <b>PERIODICIDAD</b>            | Anual/ Inicial, tras cambios. |
| <b>TIEMPO ESTIMADO</b>         | 30 min.                       |
| <b>PERSONAL</b>                | Experto.                      |
| <b>EQUIPO</b>                  |                               |
| <b>ANTECEDENTES</b>            |                               |
| <b>OBSERVACIONES</b>           | Igual que GT014               |



## 7. TOMÓGRAFOS CONVENCIONALES.

En esta sección se presentan parámetros específicos de equipos con movimiento tomográfico. En estos equipos se aplicarán además los controles generales del resto del capítulo de equipos con dispositivos de grafía.

| NÚM/<br>página | CONTROL   | * | TOLERANCIAS  | PER** |
|----------------|---|---|--|-------|
| MT001<br>pg 88 | Estabilidad del movimiento tomográfico y uniformidad de la exposición | E | El movimiento tomográfico será estable y uniforme en su recorrido                              | A/IC  |
| MT002<br>pg 88 | Resolución  | E | La especificada por el fabricante  | A/IC  |
| MT003<br>pg 88 | Posición del corte  | E | El plano focal medido no diferirá del indicado en más de $\pm 0,25$ cm                         | A/IC  |
| MT004<br>pg 89 | Espesor del corte   | E | El espesor de corte medido no diferirá en más de $\pm 50\%$ del especificado por el fabricante | A/IC  |
| MT005<br>pg 89 | Angulo tomográfico  | E | El ángulo de exposición medido no diferirá del indicado, en más de $\pm 3^\circ$               | A/IC  |
| MT006<br>pg 89 | Planitud  | E | La especificada por el fabricante  | A/IC  |

\* E: ESENCIAL C: CONVENIENTE

\*\*d: diario s: semanal m: mensual T: trimestral S: semestral A: anual IC: inicial, tras cambios (sustituciones o reparaciones).

**MT001.-** Estabilidad del movimiento tomográfico y uniformidad de la exposición.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El movimiento tomográfico será estable y uniforme en su recorrido geométrico y corresponderá al movimiento especificado por el fabricante para la unidad.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 15 min.  
**PERSONAL** Técnico/Experto.  
**EQUIPO** Ninguno.  
**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.

**MT002.-** Resolución.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La resolución tomográfica estará de acuerdo con la especificada por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Objeto de test de resolución/ Cartulina y película.  
**ANTECEDENTES** (BIR, 1988)  
**OBSERVACIONES**

**MT003.-** Posición del corte.

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El plano focal medido no diferirá del indicado en más de  $\pm 0,25$  cm.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Objeto de test.  
**ANTECEDENTES** (BIR, 1988)  
**OBSERVACIONES**

MT004.- *Espesor del corte.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El espesor de corte medido no diferirá en más de  $\pm 50\%$  del especificado por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Objeto de test.  
**ANTECEDENTES** (BIR, 1988)  
**OBSERVACIONES**

MT005.- *Angulo tomográfico.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** El ángulo de exposición medido no diferirá del indicado (si existe), en más de  $\pm 3^\circ$   
**PERIODICIDAD** Anual /Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Objeto de test.  
**ANTECEDENTES** (BIR,1988)  
**OBSERVACIONES**

MT006.- *Planitud.*

**CALIFICACIÓN:** ESENCIAL  
**FECHA DE ACTUALIZACIÓN:** 01/01/96

**TOLERANCIAS** La planitud del plano focal estará de acuerdo con la tolerancia especificada por el fabricante.  
**PERIODICIDAD** Anual/ Inicial, tras cambios.  
**TIEMPO ESTIMADO** 20 min.  
**PERSONAL** Experto.  
**EQUIPO** Objeto de test.  
**ANTECEDENTES** (BIR,1988)  
**OBSERVACIONES**

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). 1990a. *Equipment requirements and quality control for mammography*. Report 29, (New York: American Institute of Physics).
- (\*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1990b. *Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures*. Report 31, (New York: American Institute of Physics).
- (\*) AAPM (American Association of Physicists in Medicine). 1993. *Specification and acceptance testing of computer tomography scanners*. Report 39, (New York: American Institute of Physics).
- (\*) ACMP (American College of Medical Physics). 1986. *Radiation control and quality assurance survey: Diagnostic radiology*. ACMP Task group I, (New York: ACMP).
- ACR (American College of Radiology). 1994. *Mammography quality control manual. Medical physicist's section*. Revised edition 1994, Committee on Quality Assurance in Mammography, (New York: ACR).
- 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).
- 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.
- Brooks RA and Di Chiro G. 1977. Slice geometry in computed assisted tomography. *J. Comp. Asst. Tomogr.* 1 190-199.
- Cagnon CH, Benedict SH, Mankovich NJ, Bushberg JT, Seibert JA and Whiting JS, 1991. *Exposure rates in High-Level-Control fluoroscopy for image enhancement*, *Radiology*, 178, 643-646.
- (\*) CCE (Comisión de las Comunidades Europeas). 1990. *Criterios de Calidad de las Imágenes en Radiodiagnóstico*. 2ª edición, documento de trabajo XII-173-90. (Bruselas).

- (\*) 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). 1993. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. Report EUR 14821 EN (Luxembourg: CEC).
- (\*) CEC (Commission of the European Communities). 1995. European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263 (Luxembourg: CEC).
- 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).
- 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 *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, 499-568, (Woodbury, NY: American Institute of Physics).
- 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).
- 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.
- 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.
- (\*) 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 X-ray 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 X-ray 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.
- Gagne RM. 1989. Geometrical aspects of computed tomography: sensitivity profile and exposure profile. *Med. Phys.* 16 29-37.
- (\*) Gray JE, Winkler NT, Stears J and Frank ED. 1982. *Quality Control in Diagnostic Imaging*. (Oxford: University Park Press).
- Gray JE. 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 JE, Anderson WF, Shaw CC, Shepard SJ, 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.
- Groot PM de. 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).
- 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).
- (\*) 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). 1981a. *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). 1981b. *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). 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).
- (\*) 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).
- 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-I, (Vienna: IAEA).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 1982a. 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). 1982b. Protection of the Patient in Diagnostic Radiology. ICRP Publication 34. *Annals ICRP* 9(2/3) (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).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1982. *Characteristics of focal spot in diagnostic X-ray tube assemblies for medical use*. Publication IEC 336, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993a. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 1: General aspects*. Publication IEC 1223-1, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993b. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-1: Constancy Tests - Film processors*. Publication IEC 1223-2-1, (Geneva: IEC).

- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993c. *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 1223-2-2, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1993d. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-3: Constancy Tests - Darkroom safeligh conditions*. Publication IEC 1223-2-3, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994a. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-4: Constancy Tests - Hard copy cameras*. Publication IEC 1223-2-4, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994b. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-5: Constancy Tests - Image display devices*. Publication IEC 1223-2-5, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994c. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-6: Constancy Tests - X ray Equipment for Computed Tomography*. Publication IEC 1223-2-6, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994d. *Medical electrical equipment-characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 1: Determination of the entrance field size*. Publication IEC 1262-1, (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission). 1994e. *Medical electrical equipment-characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers. Part 4: Determination of the image distortion*. Publication IEC 1262-4, (Geneva: IEC).
- INSALUD, 1993. *Manual General de Protección Radiológica*. (Madrid: Instituto Nacional de la Salud).
- (\*) 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).
- 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.
- 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.
- Kotre CJ, Robson KJ and Faulkner K. 1993. Assessment of X-ray field alignment in mammography. *Brit. J. Radiol.* 66 155-157.
- 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.
- Lin, P.P. 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, P.P. 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 Seibert, G T Barnes and R G Gould, 597-635, (Woodbury, NY: American Institute of Physics).

- Malone JF, Marsh DM and Cooney P. 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).
- McCullough EC, Payne JT, Baker HL, Hattery RR, Sheedy PF, Stephens DH and Gedgaudus 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).
- Millner MR, Payne WH, Waggener RG, 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).
- NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1973. *Instrumentation and monitoring methods for dental X-ray protection*. Report 35. (Bethesda, MD: NCRP).
- (\*) NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). 1988. *Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment*. Report 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 102 (Bethesda, MD: NCRP).
- Nosil J, Pearce KI and Stein RA. 1989. Linearity and contrast scale in computed tomography. *Med. Phys.* 16 110-113.
- (\*) OMS (Organización Mundial de la Salud). 1984. *Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico*. OMS y OPS (Organización Panamericana de la Salud). Pub. Científica n. 469. (Ginebra: OMS).
- Perry BJ and Edyvean S. 1989. Quality control in computed tomography scanners. In *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 GG. 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.).
- Schneiders NJ and Bushong SC. 1978. Single-step calculation of the MTF from the ERF. *Med. Phys.* 5 31-33.
- Shope TB, Gagne RM and Johnson GC. 1981. A method to describe the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med. Phys.* 8 488-495.
- Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, Fisher ES, Hillier MC, Kendall GM 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.
- 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.
- 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.
- 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). 1990a. *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). 1990b. *Vocabulario electrotécnico. Radiología médica y física radiológica.* UNE-20- 666-90, (Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación ).
- 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, Morán 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 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.

---

**GLOSARIO DE TÉRMINOS UTILIZADOS**

---

**Angulo tomográfico:** Amplitud del desplazamiento del tubo expresada en grados.

**"Bucky":** Dispositivo formado por el soporte del chasis, la rejilla y el mecanismo que mueve la rejilla.

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

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

**Colimador:** Dispositivo, generalmente de plomo, situado entre el tubo y el paciente que permite dar forma al haz de rayos X y limitar su tamaño.

**Compensación del control automático de exposición:** Capacidad del control automático de exposición para producir 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.

**Condiciones de referencia:** Condiciones radiográficas que se utilizan para obtener información sobre el funcionamiento del sistema con independencia de las variables y técnicas clínicas.

**Constancia (reproducibilidad a largo plazo):** Permite evaluar la estabilidad del equipo a largo plazo e indica el grado de aproximación entre la medida de una magnitud realizada en un instante cualquiera y su valor de referencia inicial.

**Contraste:** Es la cualidad de una imagen que permite distinguir diferencias sutiles en las características de un objeto (p.e. en densidad o composición química).

**Control Automático de Exposición:** Modo de operación 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 potencial del tubo puede ser también controlado automáticamente.

**Control Automático de Brillo:** Dispositivo que actúa manteniendo constante el brillo en la pantalla de salida 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 de tubo y/o la tensión.

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

**Densidad óptica (DO):** Se define como  $D = \log(I_0/I)$ , 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 neta:** Densidad óptica de la película restada la densidad correspondiente a la base + el velo.

**Densidad óptica de referencia (mamografía):** Valor de la densidad óptica neta medida en el punto de referencia.

**Desviación:** Diferencia entre el valor medido ( $y_m$ ) y el valor seleccionado ( $y_s$ ). En términos relativos (%) es  $[(y_m - y_s)/y_s] \cdot 100$ . 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.

**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:** Se define -para un tubo intensificador de imagen de rayos X- como la variación del aumento de la imagen de un objeto. La distorsión de la imagen se expresa en relación a un aumento de referencia (aumento central) y como función de la posición (distorsión diferencial radial de la imagen) o del tamaño del objeto (distorsión integral de la imagen).

**Distorsión integral:** Distorsión en la imagen de un objeto de test circular colocado en el plano de entrada del tubo intensificador simétricamente con respecto al eje central del tubo. La tolerancia que aparece en el protocolo hace referencia al resultado que se obtiene colocando una malla en el plano de entrada del tubo intensificador. En este caso la distorsión integral se calcula de forma aproximada de acuerdo con la expresión:  $([\text{Diagonal media del cuadrado mayor inscrito en la imagen}/(n \times \text{diagonal media del cuadrado central})] - 1)$ , donde  $n$  es el número de veces que el cuadrado mayor contiene al central. Como suele ocurrir que la dimensión horizontal del campo de imagen es distinta a la vertical, la distorsión integral se mide en las dos dimensiones tomando  $n$  como el número de veces que el cuadrado mayor contiene al central en cada una de las dimensiones.

**Distorsión de tipo "S":** Debida a la modificación que sufre la trayectoria de los foto-electrones dentro del tubo 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/tubo intensificador está inclinado. Puede visualizarse cuando se coloca una retícula en el plano de entrada del tubo intensificador y se observa como la mitad superior de la imagen está desplazada con respecto a la inferior.

**Distorsión de cojinete:** Debida a la forma cóncava de la pantalla de entrada del tubo intensificador 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.

**Dosis promedio en tejido glandular ( $D_g$ ):** Es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular de una mama uniformemente comprimida y con una composición del 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular. Cuando se da un valor de referencia debe especificarse el espesor de mama al que corresponde.

**Dosis de referencia:** Valor de dosis obtenido a partir de medidas sobre pacientes que puede utilizarse como guía o referencia (CCE, 1992).

**Dosis en aire en la superficie de entrada (DSE):** Es el kerma aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión, medido en la superficie de entrada del objeto irradiado, usualmente 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 superficie a la

entrada ya definida, tomando en consideración que en aquel material se produce diferente absorción de energía que en aire.

$$D_e = DSE \frac{(\mu_{m/p})_{agua}}{(\mu_{m/p})_{aire}}$$

Aunque dependen de la energía de los fotones, los valores del cociente entre los coeficientes de absorción másicos de agua y aire para los espectros de rayos X típicos en radiodiagnóstico (desde 40 hasta unos 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.

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

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

**Dosis promedio en barrido múltiple (MSAD) (TC):** Es una magnitud dosimétrica definida de manera similar al índice de dosis de tomografía computarizada (IDCT o CTDI):

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

siendo  $D_{NI}(z)$  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.

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

**Escala de contraste (TC):** Es la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT:  
 $CS = (\mu_1 - \mu_2) / (CT_1 - CT_2)$ .

**Espesor de corte (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 (TC):** Se define como la anchura a media altura ("FWHM") del perfil de dosis.

**Espesor nominal de corte (TC):** Es el valor de espesor de corte seleccionado e indicado en la consola de control.

**Exactitud:** Diferencia entre el valor medido ( $y_m$ ) y el valor real ( $y_r$ ). En términos relativos (%) es:  
 $[(y_m - y_r) / y_r] \cdot 100$ .

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

**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:  $D_1 f_1^2 / D_2 f_2^2$  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 y  $f_1$  y  $f_2$  las distancias correspondientes desde el foco a esos 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 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 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 para radiología convencional están comprendidos entre 1,3 y 1,4; en mamografía entre 1,05 y 1,10.

**Fluoroscopia:** Técnica para la obtención continua u periódica de imágenes latentes de rayos X y su presentación simultánea y continua en imágenes visibles mediante el empleo de una pantalla fluoroscópica. En los sistemas modernos la pantalla fluoroscópica es sustituida por el tubo intensificador de imagen.

**Fluorografía:** Radiografía indirecta por medio de una pantalla fluorescente.

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

**Haz delgado:** Haz de radiación comprendido en un ángulo sólido tan pequeño como sea posible que permite realizar medidas dosimétricas en el mismo 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.

**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 (%):  $[(y_{i+1} - y_i)/y_i] \cdot 100$ .

**Índice de dosis de TC (IDCT):** Conocido por sus siglas en inglés (CTDI) se define como:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\pi}^{\pi} D_{NI}(z) \cdot dz$$

siendo T la anchura nominal de corte; n el número de cortes en un barrido;  $D(z)$  es el perfil de dosis a lo largo de una línea perpendicular al plano de corte.

**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 como el cociente entre ambos valores. En (%):  $[(y_{max} - y_{min})/y_{min}] \cdot 100$ .

**Kerma aire en superficie a la entrada (KASE):** Es el kerma aire medido en aire libre (sin retrodispersión) en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado y en el eje del haz de radiación.

**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.

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

**Linealidad en los rendimientos:** Es la relación lineal entre el kerma aire y la carga del tubo. Se estima como  $[X_1 - X_2]/(X_1 + X_2)$  donde  $X_1$  y  $X_2$  son los  $\mu\text{Gy/mAs}$  medidos para dos valores consecutivos de la corriente de tubo o del tiempo de disparo.

**Linealidad (TC):** Relación lineal entre los valores del número CT y los del coeficiente de atenuación de los materiales examinados.

**Linealidad de un monitor de TV:** La falta de linealidad da lugar a una diferencia entre las dimensiones horizontal y vertical de la imagen final. Este tipo de distorsión está originada habitualmente por un fallo del monitor de TV.

**Mama promedio:** Mama de espesor medio (5 cm) con una composición del 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular.

**Maniquí estándar (mamografía):** Maniquí de polimetilmetacrilato (PMM) que equivale, aproximadamente, a una mama promedio en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. Se utiliza para la medida de magnitudes dosimétricas y para el control de calidad del equipo de rayos X.

**Maniquí de calidad de la imagen:** Maniquí diseñado especialmente para evaluar la calidad de la imagen. Contiene objetos de test que permiten una valoración objetiva y/o subjetiva de la misma.

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

**Nivel de supresión:** Nivel de la señal compuesta para la cual se suprime el haz electrónico y coincide con la base del pulso de sincronismo.

**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:

$$\text{Número CT} = \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000$$

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

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

**Perfil de dosis (TC):** Representación de la dosis en función de la posición en una dirección perpendicular al plano de corte.

**Perfil de sensibilidad (TC):** 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 (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 tubo intensificador:** Plano perpendicular al eje de simetría de un intensificador de imagen de rayos X electro-óptico y que es tangente a la parte más saliente enfrentada al foco de rayos X.

**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.

**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:** Zona definida en una imagen que presenta un interés especial por alguna causa concreta. Es frecuente utilizar el acrónimo "ROI" de su forma inglesa.

**Rejilla:** Dispositivo que se sitúa en la superficie de entrada del 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.

**Rendimiento:** Valor del kerma 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.

**Reproducibilidad:** Estima el grado de aproximación entre los resultados de varias medidas de una magnitud realizadas seleccionando las mismas condiciones. Puede estimarse como la máxima desviación entre los valores individuales y el valor medio, que en términos relativos (%) es igual a:

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

o utilizando el coeficiente de variación expresado en tanto por ciento ( $\text{DE}/X$ , siendo DE la desviación estándar y X el valor medio de la magnitud)

**Resolución:** Describe la capacidad de un sistema de formación de imagen para distinguir o separar (resolver) objetos que están muy próximos entre sí.

**Retrodispersión:** Radiación dispersada hacia el exterior desde la superficie de entrada a un medio como consecuencia de la interacción del haz incidente con él.

**Ruido de la imagen (TC):** 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:** 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.

**Señal de vídeo:** En un sistema de televisión, 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 tubo intensificador:** Tamaño del campo de entrada de un intensificador de imagen de rayos X electro-óptico 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 tubo intensificador:** Diámetro del campo en el plano de entrada de un intensificador de imagen de rayos X electro-óptico que puede utilizarse para la transmisión de una imagen latente de rayos X bajo condiciones específicas.

**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 clínicamente. Si el parámetro es esencial y los valores obtenidos están muy por encima de las tolerancias, la aplicación de las medidas correctoras deberá ser urgente.

**Tubo intensificador de imagen:** 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.

**Uniformidad (TC):** Constancia en los valores del número CT en todo el campo de imagen de una sustancia homogénea.

**Valor de referencia:** Valor que debe usarse para comparar el resultado obtenido en un control cuando no existe un valor límite absoluto. Los valores de referencia para los parámetros de interés deben obtenerse durante las pruebas de aceptación o las de estado, con el equipo optimizado y durante un cierto período de tiempo.

**Variación (%):** Es la diferencia absoluta entre los resultados de dos medidas individuales ( $y_1$  e  $y_2$ ) dividida por su valor medio:

$$\frac{(y_1 - y_2) \cdot 100}{1/2(y_1 + y_2)}$$

**Velocidad:** De un sistema fluorográfico con intensificador de imagen, puede definirse como el inverso del valor medio de la exposición que se necesita para producir un valor determinado de densidad óptica en la película. La exposición ha de medirse en el campo de entrada del tubo intensificador.

**Viñeteo:** 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 tubo intensificador.



## 1. CONTROL DE GENERADORES Y TUBOS

### Alineación y colimación del haz

- Maniquí de colimación (lámina metálica con escalas perpendiculares graduadas y punto de referencia posicional) 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 éste dispone de un indicador de la desviación en grados.

### Exactitud, reproducibilidad y linealidad

- Cámara de ionización (volumen 30 a 120 cm<sup>3</sup>, 30 a 150 kV),
- electrómetro (rango 1 fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ),
- kilovoltímetro (rango 30 a 150 kV, exactitud  $\pm 1$  kV, reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) y
- medidor de tiempo (rango 1 ms a 99 s, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) o
- equipo compacto (recomendable con ordenador y programa; mismos rangos, exactitud y reproducibilidad).

### Filtración (HVL)

- 4 láminas de aluminio de pureza superior al 99,5% y de 1 mm de espesor,
- papel semilogarítmico y
- cámara de ionización (volumen 30 a 120 cm<sup>3</sup>, 30 a 150 kV) con
- electrómetro (rango 1 fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) o
- equipo compacto (recomendable con ordenador y programa).

### Rendimientos

- Cámara de ionización (volumen 30 a 120 cm<sup>3</sup>, 30 a 150 kV) con
- electrómetro (rango 1 fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ )

### Forma de onda

- Osciloscopio o
- equipo compacto

### Control automático de exposición

- Chasis y películas radiográficas,
- láminas de aluminio de 1 a 5 cm espesor y
- densitómetro (rango 0 a 4 DO, exactitud  $\pm 0,1$  DO, reproducibilidad  $\pm 1\%$ )

### Tomógrafos convencionales

- Maniquí tomográfico

## 2. SISTEMAS DE VISUALIZACIÓN, SOPORTES DE LA IMAGEN, PROCESADO Y ALMACENAMIENTO

- Sensitómetro (21 pasos, incrementos 0,15 DO, reproducibilidad  $\pm 0,04$  DO),
- densitómetro (rango 0 a 4 DO, exactitud  $\pm 0,1$  DO, reproducibilidad  $\pm 1\%$ )
- malla para el test de contacto cartulina-película
- termómetro
- fotómetro

## 3. EQUIPOS CON DISPOSITIVOS DE ESCOPIA

La instrumentación requerida para realizar el control de calidad del generador, tubo de rayos X y geometría del equipo es, básicamente, la misma que la utilizada en radiografía convencional y con los mismos requisitos.

### Control automático de brillo

- 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  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) y
- filtros (preferentemente de cobre) de diferente espesor

### Señal de vídeo

- Osciloscopio (a ser posible que pueda seleccionar una única línea de TV),
- impedancia terminal de  $75 \Omega$ ,
- filtro de cobre de 1 mm de espesor y
- semicírculo de plomo

### Calidad de imagen

- Objetos de test de Leeds o equivalentes que permitan determinar:
  - *resolución de alto contraste*: grupos de barras con distintas densidades (p.e. desde 0'5 pl/mm hasta 5 pl/mm). Es aconsejable que el espesor de las barras sea de 100  $\mu\text{m}$  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,
- densitómetro (rango 0 a 4 DO, exactitud  $\pm 0,1$  DO, reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) y
- papel log-log

## 4. EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA

### Exactitud, reproducibilidad y linealidad

- Cámara de ionización (volumen 5 a 35  $\text{cm}^3$ , rango 20 a 35 kV) con
- electrómetro (rango 1fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ),

- kilovoltímetro (rango 20 a 35 kV, exactitud  $\pm 1$  kV, reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) y
- medidor de tiempos (rango 1 ms a 99 s, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) o
- equipo compacto (recomendable con ordenador y programa).

#### Filtración (HVL)

- 5 láminas de aluminio de pureza superior al 99'5% y de 0'1 mm de espesor,
- papel semilogarítmico y
- cámara de ionización (volumen 5 a 35 cm<sup>3</sup>, 20 a 35 kV) con
- electrómetro (1 fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ ) o
- equipo compacto (recomendable con ordenador y programa).

#### Rendimientos

- Cámara de ionización (volumen 5 a 35 cm<sup>3</sup>, rango 20 a 35 kV) con
- electrómetro (rango 1fC a 999 nC, exactitud  $\pm 5\%$ , reproducibilidad  $\pm 1\%$ )

#### Control automático de exposición

- Chasis y películas radiográficas,
- maniquí de láminas superponibles de metacrilato (PMMA) de 5 y 10 mm de espesor, con un espesor total de 60 mm y con dimensiones transversales rectangulares ( $\geq 150 \times 100$  mm<sup>2</sup>) o semicirculares (con un radio  $\geq 100$  mm) y
- densitómetro con un rango de 0 a 4 DO

#### Sistema de compresión

- Balanza o dinamómetro,
- gomaespuma y
- regla

#### Cartulina-película y chasis

- Chasis y películas radiográficas,
- malla de contacto para mamografía,
- maniquí de láminas superponibles de metacrilato (PMMA) de 5 y 10 mm de espesor, con un espesor total de 60 mm y con dimensiones transversales rectangulares ( $\geq 150 \times 100$  mm<sup>2</sup>) o semicirculares (con un radio  $\geq 100$  mm) y
- densitómetro con un rango de 0 a 4 DO

#### Calidad de imagen

- Objeto de test de Leeds o equivalentes que permitan determinar:
  - *resolución de alto contraste*: rejillas de resolución formadas por conjuntos de grupos de barras, situados en direcciones perpendiculares
  - *sensibilidad del sistema para visualizar estructuras filamentosas de bajo contraste*: grupos de líneas
  - *sensibilidad de bajo contraste relevante en la detección de masas tumorales*: círculos de 6 mm de diámetro
  - *visibilidad del detalle pequeño de interés para la detección de calcificaciones puntuales*: grupos de círculos de dos tamaños, 0'5 y 0'25 mm
  - *umbral de contraste*: cuña de varios pasos que proporcionan densidades crecientes en la imagen
  - *detección de microcalcificaciones*: cuñas que incorporan pequeñas partículas irregulares de tamaños medios diferentes, con varios pasos cada una que proporcionan densidades de fondo crecientes en la imagen.

**NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS  
EN RADIODIAGNÓSTICO DE LA OIEA**

Las siguientes tablas corresponden a valores orientativos de dosis en procedimientos de radiodiagnóstico para pacientes adultos típicos tomados del anexo III de las Normas Básicas de Protección del Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA, 1994) y se publican con permiso de la sección de publicaciones de la citada Organización. Otros organismos también asumen los mismos valores.

**Radiografía**

| Examen  | Dosis de entrada en superficie por radiografía <sup>(1)</sup> mGy |     |
|---|---|-----|
| Columna lumbar                                      | AP  | 10  |
|   | LAT   | 30  |
|   | ALS   | 40  |
| Abdomen, urografía y<br>colecistografía intravenosa | AP  | 10  |
| Pelvis  | AP  | 10  |
| Articulación de la cadera                           | AP  | 10  |
| Tórax   | PA  | 0,4 |
|   | LAT   | 1,5 |
| Columna torácica                                    | AP  | 7   |
|   | LAT   | 20  |
| Dental  | Periapical  | 7   |
| Cráneo  | AP  | 5   |
|   | PA  | 5   |
|   | LAT   | 3   |

PA: proyección posteroanterior    LAT: proyección lateral    ALS: proyección de la articulación lumbo-sacra  
AP: proyección anteroposterior

(1) En aire, con retrodispersión. Estos valores son aplicables a una combinación cartulina-película convencional de velocidad relativa 200. Para combinaciones cartulina-película de alta velocidad (400-600), los valores deben dividirse por un factor de 2 a 3.

### Tomografía computarizada

| Examen         | Dosis promedio en barrido múltiple <sup>(1)</sup> (mGy) |
|----------------|---|
| Cabeza         | 50  |
| Columna lumbar | 35  |
| Abdomen        | 25  |

<sup>(1)</sup> Obtenidas de mediciones efectuadas en el eje de rotación en maniqués equivalentes a agua, de 15 cm de longitud y 16 cm (cabeza) y 30 cm (columna lumbar y abdomen) de diámetro.

### Mamografía

| Dosis glandular promedio por proyección craneocaudal <sup>(1)</sup> |
|---|
| 1 mGy (sin rejilla)   |
| 3 mGy (con rejilla)   |

<sup>(1)</sup> Obtenida para una mama comprimida de 4,5 cm compuesta por un 50% de tejido glandular y un 50% de tejido adiposo, para sistemas de cartulina-película y equipos dedicados exclusivamente a mamografía con filtro y ánodo de Mo.

### Fluoroscopia

| Modo de operación         | Tasa de dosis de entrada en superficie <sup>(1)</sup> (mGy/min) |
|---------------------------|---|
| Normal                    | 25  |
| Alta dosis <sup>(2)</sup> | 100   |

<sup>(1)</sup> En aire, con retrodispersión.

<sup>(2)</sup> Para equipos que tengan el modo opcional de operación en "altas dosis", como los usados en radiología intervencionista.