

Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico

Módulo 1: CONTROL
DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS
DE RADIOGRAFÍA DIGITAL

Revisión 2024

ÍNDICE DE AUTORES

COORDINADORA:

María Luisa Chapel Gómez

Complejo Hospitalario de Toledo.

SECRETARIO:

José Manuel Ordiales Solís

Hospital Universitario de Cáceres.

MIEMBROS:

Manuel José Buades Forner

Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Daniel Fernández Molina

Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

Santiago Miquélez Alonso

Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

Xavier Pifarré Martínez

Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

Francisco Javier Rosales Espizua

Hospital Universitario Basurto. Bilbao.

Julio Almansa López

Hospital Virgen de las Nieves. Granada.

Jorge Hernández Rodríguez

Complejo Asistencial de Salamanca.

José Ángel Merino Gestoso

Complejo Hospitalario de Toledo.

ISBN: 978 - 84 - 09 - 72945 - 6

ÍNDICE

.....	5
.....	5
.....	5
.....	7
.....	9
Indicador de la distancia foco-receptor de imagen	
Campo luminoso	
Alineación y centrado campo de luz - campo de radiación - campo de registro y ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen	
Verificación del posicionamiento robotizado del tubo	
Verificación del correcto seguimiento (tracking) entre tubo y receptor de imagen	
Comprobación de la colimación automática para el mayor tamaño de campo	
Composición de imágenes en telerradiografía de columna y/o miembros inferiores	
Verificación de las herramientas de medida de distancias sobre las imágenes	
.....	19
Verificación de los parámetros del generador/tubo	
.....	23
Estado y alineación de la rejilla (artefactos de rejilla)	
.....	24
Verificación del indicador del producto kerma-área (PKA)	
.....	25
Función de conversión del detector	
Verificación del índice de exposición (EI) del detector	
Uniformidad de la imagen	
Artefactos de la imagen	
Componentes del ruido del detector	
Espectro de potencia de ruido normalizado (NNPS)	
Resolución espacial (MTF)	
Umbral de sensibilidad	

Verificación de la coincidencia de la cámara seleccionada con la activa	38
Homogeneidad entre las cámaras del CAE	
Ajuste inicial del CAE, estabilidad del ajuste y repetibilidad	
Caracterización del incremento de señal por paso del selector	
Caracterización de la respuesta del CAE frente a diferentes espesores y tensiones	
Constancia de la exposición del menú anatómico	
Validación de la calidad de imagen clínica	46
Constancia de la calidad de imagen técnica del menú anatómico	
Obtención del índice de exposición objetivo (Elt) para las proyecciones de referencia	
Obtención de valores típicos para los indicadores de dosis	
Evaluación de la distorsión geométrica	53
Comprobación de la estabilidad del sistema. Funcionamiento del CAE y calidad de imagen	
	55
	55
	70
	74
	86

La actualización de un documento complejo y extenso como es el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico 2011 (PECCRD 2011) es un largo proceso que requiere de un análisis detallado del equipamiento, las herramientas de control y la experiencia acumulada. El tiempo requerido para su realización lleva implícita la posibilidad de que la definición de algunas pruebas requiera alguna modificación en el momento de la publicación del Documento.

En la presente actualización del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) se plantea una modificación en la estructura general del Documento basada en módulos con el objetivo de facilitar su revisión, de forma ágil e independiente cuando se produzcan cambios tecnológicos o metodológicos que hagan necesario una actualización, sin afectar al contenido global del Protocolo y estén a disposición de los profesionales con rapidez.

El primer módulo que se ha abordado ha sido el correspondiente a los equipos de radiografía digital, es decir, a aquellos que disponen de sistemas de imagen basados en detectores de panel plano. El usuario del PECCRD ha de tener presente que siguen en vigor las pruebas correspondientes a los sistemas de película pantalla y sistemas de radiografía computarizada (CR) recogidas en el PECCRD 2011, aunque siempre que sea posible se recomienda la adaptación a lo descrito en este módulo.

La estructura de cada módulo se organiza en una serie de pruebas identificadas por un código. En cada una de ellas se establece el objetivo, material necesario para su ejecución, frecuencia con que debe realizarse y tolerancia a aplicar. Así mismo, y con el fin de unificar la metodología, se ha incluido una recomendación del procedimiento a seguir para su realización. Por último, en algunas pruebas, se incluye un apartado de observaciones con información adicional.

El artículo 16 del Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, establece: “Antes del primer uso de cada equipo médico-radiológico con fines clínicos, el suministrador, en presencia del especialista en radiofísica hospitalaria que preste servicio en el centro sanitario, efectuará las correspondientes pruebas de aceptación, que servirán de base para establecer el estado de referencia inicial. Posteriormente, el especialista en radiofísica hospitalaria realizará pruebas de funcionamiento, de forma sistemática y después de cualquier operación de mantenimiento que pueda

afectar a la dosis o a la calidad de imagen”. Así pues, los equipos de rayos X deben someterse a lo largo de su vida útil a distintas pruebas que garanticen que están funcionando dentro de las especificaciones de calidad y dosis.

PRUEBAS DE ACEPTACIÓN:

Toda adquisición de un equipo médico radiológico debe realizarse a partir de unas especificaciones técnicas de compra elaboradas por el correspondiente especialista (médico, odontólogo o podólogo en el ámbito de su competencia) y un especialista en radiofísica hospitalaria. En ellas deben incluirse las características que deben exigirse al equipo en función de las necesidades asistenciales del centro sanitario.

Una vez finalizada la instalación del equipo radiológico adquirido, deberá someterse a Pruebas de Aceptación que aseguren su adecuación a las especificaciones del contrato de compra y a las características comprometidas por el suministrador en su oferta, a la legislación vigente y a los protocolos y documentos de normalización nacionales o internacionales aplicables. Las Pruebas de Aceptación de los equipos deberá realizarlas el suministrador del equipo en presencia de un especialista en radiofísica hospitalaria, y los resultados que se obtengan deberán constar en un informe elaborado por el suministrador y aceptado por el especialista en radiofísica hospitalaria. La descripción de estas pruebas no se contempla en este documento.

PRUEBAS DE REFERENCIA (DENOMINADAS PRUEBAS DE ESTADO EN EL PECCRD 2011)

Las pruebas de referencia tienen como objetivo caracterizar el funcionamiento inicial del equipo.

Se realizarán después de la aceptación del equipo, cuando algún componente que se considere esencial para su funcionamiento se haya modificado y cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en su funcionamiento. Así mismo, una reparación que afecte a los parámetros geométricos y/o dosimétricos o alguna actualización de software puede dar lugar a establecer un nuevo estado de referencia.

PRUEBAS DE CONSTANCIA

Tienen por objetivo verificar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Los resultados de estas pruebas se comparan con los obtenidos en las pruebas de referencia.

Las pruebas de constancia se realizarán cuando se desee verificar el funcionamiento del equipo y como mínimo con una frecuencia anual.

El programa de garantía de calidad (PGC) deberá definir las actuaciones a seguir en caso de producirse desviaciones en los resultados de las pruebas de constancia. El responsable del PGC deberá ser informado del resultado de las pruebas realizadas en cada equipo.

PRUEBAS TRAS INTERVENCIÓN CORRECTIVA EN LOS EQUIPOS

Cualquier reparación o intervención en los equipos radiológicos conllevará una hoja de trabajo en la que deberá constar si la intervención pudiera afectar a la dosis y/o a la calidad de imagen. En caso afirmativo, la empresa de asistencia técnica emitirá un certificado de restitución y un informe de verificación. Posteriormente el especialista en radiofísica hospitalaria realizará las oportunas pruebas de funcionamiento (de referencia y/o constancia) (de acuerdo con el apartado 5 del artículo 16 del Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas).

Este módulo incluye las pruebas a realizar en los equipos de radiografía digital. Es necesario tener en cuenta las siguientes consideraciones generales aplicables a todo el documento:

- Los sistemas de medida de dosis que se utilicen deben estar convenientemente calibrados en el rango de calidades de haz con los que se vayan a utilizar. En el documento se utilizará la denominación “dosímetro” para referirnos a estos sistemas.
- Si se utilizan cámaras de ionización sensibles a la radiación retrodispersa deberá dejarse tras ellas espacio libre suficiente para evitar que dicha radiación afecte a la medida. Se recomienda que este espacio sea como mínimo de 25 cm.
- En el documento se hace referencia a los “paneles planos” como receptores de imagen.
- En aquellos receptores de imagen que requieren verificación o calibración periódica, se verificará el periodo de vigencia de éstas y, en caso de haberse superado, se realizará la actualización necesaria antes de acometer cualquiera de las pruebas.
- Las exposiciones que no requieran imagen deben hacerse extrayendo el receptor de imagen para no irradiarlo o, si no fuera posible, protegiéndolo con una lámina de plomo.
- Se considera como superficie de entrada del receptor de imagen “el área accesible más próxima al plano receptor de la imagen”. Esto significa que en algunos sistemas el receptor de imagen puede incluir partes adicionales que no se pueden quitar (por ejemplo, la carcasa protectora).
- A lo largo de este documento, se utiliza de modo genérico el término simplificado de “dosis” para designar algunas magnitudes y hacer uso de expresiones habituales en las áreas del radiodiagnóstico y protección radiológica. Entre las magnitudes se encuentran las ligadas a la dosis absorbida, las dosimétricas específicas del radio-

diagnóstico y las inherentes a la protección radiológica. Entre las expresiones, se pueden citar: dosis de radiación, dosis en el paciente, dosis impartida al paciente, etc.

- Las tolerancias que se incluyen en el documento están tomadas de diferentes referencias. En general, deben interpretarse como niveles de investigación que permiten establecer las causas de la desviación con respecto a las condiciones deseables de funcionamiento, así como la gravedad de las repercusiones que se derivan de su incumplimiento. Su contravención puede conducir a medidas correctivas encaminadas a restaurar el funcionamiento satisfactorio del equipo. La decisión de mantener o suspender su funcionamiento recaerá sobre el responsable designado en el Programa de Garantía de Calidad de la instalación, una vez informado de las repercusiones por parte del especialista en radiofísica hospitalaria y, en todo caso, de acuerdo con lo establecido en la legislación vigente.
- Se ha eliminado la clasificación de pruebas esenciales y complementarias. Todas las pruebas que se definen en este protocolo se consideran esenciales con la frecuencia que se determina en cada una de ellas (estado de referencia y constancia). Algunas de las pruebas descritas solo deben realizarse en el estado de referencia para tener bien caracterizado el equipo, pero no son necesarias comprobaciones periódicas.
- Se ha cambiado el término “pruebas de estado” por el de “pruebas de referencia” por considerar que la terminología “referencia” recoge mejor el sentido de las mismas.
- No se indican frecuencias concretas para la realización de las pruebas de constancia por entender que en cada caso deben fijarse según la necesidad, el estado del equipo y los recursos disponibles. No obstante, se considera que estas pruebas deben realizarse al menos una vez al año.
- Se asume que el control de calidad de la imagen técnica asegura la constancia de la calidad de imagen clínica. En este contexto, el uso de objetos de prueba simples es una solución práctica para garantizar la calidad de la imagen clínica hasta que se creen y validen métodos más adecuados.
- Para la determinación de la curva contraste-tamaño del detalle se recomienda el uso de métodos automáticos de evaluación, con el fin de evitar el consumo de tiempo que conlleva el uso de observadores humanos, la variabilidad inter- e intra-observador propia de los métodos psicofísicos y la dificultad para mantener constante en el tiempo el criterio de decisión.
- Aun reconociendo que el método estándar para realizar esta prueba es el basado en el uso de maniqués con detalles de distinto tamaño y contraste, se presenta también el método del modelo de observador cuasi ideal NPWE (NonPreWhitening with Eye filter), que permite determinar la curva contraste-tamaño del detalle a partir de los parámetros físicos utilizados para evaluar el detector. Estas métricas no tienen en cuenta la radiación dispersada por los pacientes ni factores de magnificación en la imagen, por lo que los resultados obtenidos mediante este segundo método constituyen un límite superior de la detectabilidad del sistema de imagen.

- En la literatura, el uso de modelos de observador está todavía en desarrollo y/o validación, por lo que se recomienda utilizar los dos procedimientos propuestos mientras no se disponga de suficiente experiencia con la nueva metodología.
- De acuerdo con IEC 62220-1-1:2015, para la obtención de los datos originales a partir de los datos sin procesar están permitidas las siguientes correcciones:
 1. Los píxeles erróneos o defectuosos se pueden reemplazar por datos apropiados como en el uso clínico normal.
 2. Una corrección del campo plano como en el uso clínico normal:
 - ✓ Corrección de la no uniformidad del campo de radiación;
 - ✓ Corrección para el offset de píxeles individuales y
 - ✓ Corrección de la ganancia para píxeles individuales.
 3. Una corrección para la distorsión geométrica y el ensamblado (tiling) como en el uso clínico normal.
- Cuando el procesamiento aplicado a las imágenes no es lineal, el cambio en la calidad de imagen técnica no necesariamente se traslada de manera proporcional a las capacidades diagnósticas del equipo.

A continuación, se describen las pruebas a realizar en los equipos de radiografía digital.

INDICADOR DE LA DISTANCIA FOCO-RECEPTOR DE IMAGEN

Objetivo

Verificar que los indicadores existentes de la distancia foco-receptor de imagen son correctos.

Material

Cinta métrica, colimador u objeto radiopaco de dimensiones conocidas, película radiocrómica.

Frecuencia

Estado de referencia.

Metodología

Para equipos en los que la posición del punto focal sea visible:

1. Se sitúa el tubo según indicación del equipo a 1 m del sistema de imagen (a 1.5 metros en el caso del estativo mural).
2. Se mide con la cinta métrica la distancia entre el punto focal del equipo y el receptor de imagen del equipo.

Para equipos en los que la posición del punto focal no sea visible se tendrá que de-

terminar su posición en las pruebas de referencia y dejarla señalizada. Existen dos alternativas fundamentales para su determinación:

1. En base a las especificaciones técnicas del tubo.
2. De forma experimental, utilizando un colimador (una lámina de plomo con un orificio central) o un objeto de tamaño conocido (d) y película radiocrómica. Para ello:
 - a) Se sitúa el tubo según indicación del equipo a 1 metro de la mesa.
 - b) Se fija al colimador del equipo el colimador u objeto radiopaco (o lo más cerca posible de la ventana de salida del colimador) de forma que quede bien centrado en el campo de luz.
 - c) Colocar una película radiocrómica pegada al tablero (de la mesa o estativo mural).
 - d) Medir la distancia (h) entre la parte inferior del colimador de plomo (u objeto) a la película radiocrómica situada en la mesa.
 - e) Realizar una exposición con técnica apropiada (por ejemplo 60 kVp – 8 mAs).
 - f) Medir el tamaño (D) que aparece en la imagen de la película radiocrómica.
 - g) Calcular la distancia del foco al colimador u objeto circular de la siguiente manera:

$$x = \frac{d \cdot h}{(D-d)} \quad [1]$$

- h) La distancia del foco a la mesa por tanto es (x+h).
- i) Señalar en la coraza del tubo, con un rotulador indeleble, la posición del foco.

De esta forma se determina geométricamente la distancia foco-receptor de imagen y, simultáneamente, la exactitud del indicador de distancia foco-receptor de imagen.

Esta prueba deberá repetirse para cada estativo que tenga el equipo.

Tolerancias

La diferencia entre la distancia medida y la indicada será < 2 cm.

Observaciones

Dado que en la mayoría de los casos los errores suelen ser constantes en valor absoluto debido a desplazamientos del indicador de distancias y/o de la cinta métrica, será suficiente comprobar su exactitud colocando el tubo a 1 m del receptor de imagen o a 1,5 m en caso del estativo mural.

Cualquier cambio que pueda afectar a las distancias (por ejemplo, reparaciones de mesa y/o estativo) implica un nuevo estado de referencia.

CAMPO LUMINOSO

Objetivo

Verificar que el campo luminoso es claramente distinguible con la luz ambiente habitual y que no presenta defectos de simetría, penumbras excesivas, etc.

Material

Regla y opcional un luxómetro.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

1. Se sitúa el tubo según indicación del equipo a 1 m del tablero.
2. Para un tamaño del campo luminoso cercano al máximo se evalúa visualmente que el campo luminoso es claramente distinguible sobre la iluminación habitual de la sala desde la posición en la que se realiza habitualmente el posicionamiento del paciente. Se evalúa también que los bordes están claramente definidos y que las penumbras no son excesivas.
3. Sobre este campo se evalúa la simetría del campo luminoso midiendo la distancia desde el centro de la cruceta hasta los bordes del campo.
4. Se modifica la colimación desde el campo más pequeño posible (idealmente $< 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$) hasta el mayor. Observar visualmente que no existe degradación de la iluminación, penumbra o simetría del campo luminoso.

Tolerancias

Simetría:

La diferencia entre las distancias desde el centro de la cruceta a cada uno de los bordes opuestos debe ser inferior al 1% de la distancia foco-tablero, verificando ambas direcciones para el tamaño máximo de campo. Para cada borde, la distancia al centro de la cruceta no debe variar en más de un 1% de la distancia foco-tablero en cualquier posición que se tome la medida.

Iluminación:

Por encima de la iluminación ambiente (inspección visual).

Penumbras:

$< 1\%$ de la distancia foco-tablero (inspección visual).

Observaciones:

En el caso de la iluminación, a título indicativo, y salvo casos especiales, no suelen considerarse satisfactorios valores de iluminación inferiores a 50 lux en cualquiera de los cuadrantes del campo, medidos en la posición del campo de entrada y con la luz ambiental apagada.

ALINEACIÓN Y CENTRADO CAMPO DE LUZ - CAMPO DE RADIACIÓN - CAMPO DE REGISTRO Y ORTOGONALIDAD DEL HAZ DE RAYOS X Y DEL RECEPTOR DE IMAGEN

Objetivo

Evaluar la desviación entre el campo luminoso y el campo de radiación y la perpendicularidad del eje central del haz de radiación con relación al plano del receptor de imagen.

Material

Maniquí de colimación o marcadores radiopacos. Dispositivo para prueba de perpendicularidad del haz (cilindro con esferas radiopacas en sus caras superior e inferior).

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

1. Se sitúa el tubo perpendicular y centrado al tablero de la mesa o estativo mural según indicación del equipo a 1 m del sistema de imagen (o la distancia habitual al estativo mural).
2. En el caso en que el láser de los equipos se solape con el campo luminoso, se evaluará la coincidencia del indicador láser de centrado con el eje correspondiente de la cruceta del campo de luz.
3. En caso de utilizar el maniquí de colimación se situará el mismo centrado en la cruceta del campo de luz y se ajustarán los colimadores con el contorno rectangular del campo de prueba marcado en la lámina metálica haciendo coincidir al menos 2 de las mordazas con dicho contorno.
4. En caso de utilizar marcadores radiopacos se colimaré a un campo tipo y se colocarán a continuación los marcadores para señalar la colimación efectuada.
5. Se coloca sobre el centro de la cruceta del campo de luz el dispositivo de ortogonalidad.
6. Se realiza una exposición con una técnica apropiada (por ejemplo: 60 kVp – 8 mAs).
7. En el estado de referencia del estativo mural esta prueba se realizará para dos distancias.

Tolerancias

Alineación de rayos X/haz luminoso:

Para cada dirección principal, la suma de las desviaciones absolutas en los bordes debe ser $\leq 2\%$ de la distancia entre el foco y el maniquí de colimación o marcadores. En el caso de que el campo de radiación sea menor que el campo de luz en alguno de sus lados, esta diferencia no deberá ser superior al 1%.

La suma total de las desviaciones absolutas no excederá, por otra parte, el 3 % de la distancia entre el foco y maniquí de colimación o marcadores.

Alineación del campo de registro:

Cuando el eje del haz de rayos X es perpendicular al plano del receptor de imagen, el sistema de imagen está colocado en un estativo y el equipo dispone de enclavamientos u otros sistemas para centrar el estativo con el tubo de rayos X, el centro del campo de rayos X y el centro del receptor de imagen no deben estar separados más del 1% de la distancia foco-receptor de imagen.

Centrado del haz de rayos X/haz luminoso:

La distancia entre el centro de la cruceta del diafragma del haz luminoso y el centro del haz de radiación no debe ser mayor de un $\pm 1\%$ de la distancia del foco al tablero.

Coincidencia láser-cruceta:

La indicación del láser de centrado no debe diferir en más de un $\pm 1\%$ de la distancia foco-tablero del eje correspondiente de la cruceta del campo de luz.

Ortogonalidad:

El ángulo que forman el eje central del haz de rayos X y el plano del receptor de imagen no deberá desviarse de 90° más de 1,5°.

Observaciones

En el caso de realizar la prueba con maniquí de colimación, y de no poder hacer coincidir completamente las mordazas de los colimadores con el contorno del maniquí, se deberá tener en cuenta las diferencias existentes entre el campo de luz colimado y el campo de prueba del maniquí.

VERIFICACIÓN DEL POSICIONAMIENTO ROBOTIZADO DEL TUBO**Objetivo**

Verificar el correcto centrado del campo de rayos X con el campo de registro (receptor de imagen) y que la distancia foco-receptor determinada por la robotización es la esperada.

Material

Mismo material que en la prueba DX03.

Frecuencia

Estado de referencia (esta prueba se realizará a posteriori de la configuración de los protocolos clínicos por parte de los técnicos de aplicaciones y del servicio de radio-diagnóstico) y constancia.

Metodología

Para cada uno de los estativos:

1. Elegir el protocolo más habitual de trabajo y activar el movimiento robotizado hasta que el tubo se haya situado en la posición esperada para la exposición. Alternativamente, si la robotización del equipo, en lugar de estar integrada en los

protocolos clínicos, se selecciona por áreas anatómicas, se realizará la prueba para los desplazamientos más alejados de la posición central.

2. A partir de aquí, operar como en la prueba DX03 en su apartado “Alineación del campo de registro”, para verificar el correcto centrado del campo de rayos X con el campo de registro (receptor de imagen).
3. Medir la distancia foco-receptor de imagen y compararla con la distancia esperada (aquella para la que esté configurado el protocolo de trabajo elegido).
4. Repetir la prueba para todos los estativos de la sala.

Tolerancia

Misma tolerancia que en la prueba DX03 en su apartado “Alineación del campo de registro”.

Observaciones

Esta prueba puede llevarse a cabo simultáneamente con la DX03.

En los equipos que disponen de movimiento robotizado de colocación y centrado del tubo, éste tiene por función facilitar el trabajo del técnico, dejando el sistema tubo-receptor de imagen correctamente alineado y centrado para la exposición.

VERIFICACIÓN DEL CORRECTO SEGUIMIENTO (TRACKING) ENTRE TUBO Y RECEPTOR DE IMAGEN

Objetivo

Comprobar que el tubo de Rayos X y el receptor de imagen están perfectamente alineados durante el movimiento del tubo y posicionamiento final del receptor de imagen

Material

Cinta adhesiva, lápiz, cinta métrica.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

A. Para el estativo mural:

1. Alinear el tubo con el estativo en la posición más elevada posible.
2. A continuación, encender el campo luminoso y marcar sobre la superficie del tablero la posición del centro de la cruceta proyectada sobre dicho tablero.
3. Después, desplazar el estativo hacia abajo, hasta su posición inferior (en el caso de que sea el tubo el que siga al estativo; en caso contrario, desplazar el tubo hasta su posición inferior).
4. Volver a marcar la proyección de la cruceta sobre el tablero del estativo.
5. Medir la distancia entre ambas marcas.

B. Para el estativo mesa:

Se actúa de manera parecida, con la salvedad de que ahora el desplazamiento es en la dirección longitudinal del tablero y de que ahora no sirve marcar la proyección del centro de la cruceta del campo luminoso sobre el tablero, al no formar parte el tablero mesa del estativo (el tablero no se desplaza cuando lo hace el estativo). Una manera alternativa de comprobar el sincronismo de ambos movimientos es la siguiente:

1. Alinear el tubo con el estativo en uno de los extremos del recorrido de éste.
2. Marcar sobre el tablero mesa el centro de la cruceta del campo luminoso y establecer con algún tipo de marca la posición del estativo respecto de la estructura de la mesa.
3. Desplazar el estativo hasta el otro extremo de su recorrido y repetir las marcas realizadas en el punto anterior.
4. Medir con cinta métrica la distancia entre las marcas de desplazamiento del campo luminoso (tubo) y, por otra parte, la distancia entre las marcas de desplazamiento del estativo.
5. Alternativamente, si existe tracking vertical, comprobar con una cinta métrica que la distancia foco-tablero mesa se mantiene constante al subir o bajar la mesa, desde su posición inferior a su posición superior (o viceversa).

En ambos estativos, y si el sistema tubo-colimador dispone de láser de centrado, el uso de la cruceta del campo luminoso puede sustituirse por el uso de dicho láser.

Tolerancia

Máximo desfase entre tubo y estativo permitido a lo largo de todo el recorrido del estativo: 1 cm de la distancia foco-tablero sobre el que se proyecta el campo luminoso.

Observaciones

Se recomienda realizar esta prueba a continuación de la DX04.- Verificación del posicionamiento robotizado del tubo.

En los equipos que incorporan facilidades de seguimiento automático del receptor de imagen al tubo o viceversa, éstas tienen por objeto facilitar el trabajo del técnico en el centraje del sistema tubo-receptor con el paciente. En los estativos murales el seguimiento es en la dirección vertical; en los estativos mesa que lo incorporan, el seguimiento es en la dirección longitudinal de la mesa y, en ocasiones, también en altura para mantener la distancia foco-receptor de imagen al subir o bajar la mesa.

COMPROBACIÓN DE LA COLIMACIÓN AUTOMÁTICA PARA EL MAYOR TAMAÑO DE CAMPO

Objetivo

Comprobar que el campo de rayos X se ajuste lo más posible al tamaño del receptor de imagen de manera que no se corte el área de interés a radiografiar, ni se irradien áreas que no tienen interés para el diagnóstico.

Material

Cinta métrica, película radiocrómica, reglas radiopacas y software con herramientas de medidas de distancias sobre imágenes DICOM.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Para cada uno de los estativos:

1. Se alinean tubo y receptor de imagen con el método más habitual usado en el modo clínico (centrado robotizado, puntos de parada en los desplazamientos del tubo, u otros). Se mide la distancia foco-receptor de imagen y se selecciona, en el sistema de colimación automática, el tamaño de campo más grande posible.
2. A continuación, se interpone en el haz tiras de una película radiocrómica para determinar los bordes de campo radiológico.
3. Se colocan las dos reglas radiopacas sobre la película radiocrómica, alineadas sobre cada uno de los ejes del campo, X e Y, formando una cruz centrada. Las reglas deben ser suficientemente largas como para sobrepasar holgadamente los límites del campo de imagen.
4. Se mide la distancia foco-película radiocrómica.
5. Se lleva a cabo una exposición con una técnica suficiente para que se marque la película radiocrómica.
6. En las imágenes obtenidas (tanto en la consola del equipo de rayos X como la de la película radiocrómica) deben observarse las reglas radiopacas, a lo largo de la totalidad del eje X y del eje Y.
7. En la imagen del receptor, podremos determinar, para cada uno de los cuatro márgenes, si la colimación entra, o no, en el campo visual.
8. En los márgenes en los que la colimación sea visible, determinar, con la ayuda de la imagen de las reglas radiopacas, el ancho de la imagen ocultada por la colimación. Para ello habrá que determinar en qué valor de la regla finaliza el campo de imagen teórico (límite del receptor de imagen) y en qué valor de la regla finaliza el campo de imagen real (el campo limitado por la colimación del equipo de rayos X). La resta de ambos valores es el ancho de imagen perdido por culpa de la colimación.
9. En los márgenes en los que la colimación no entra en la imagen (no se ve), se determinará, con la ayuda de la imagen de las reglas radiopacas, en qué posición de la regla acaba el campo de rayos X (imagen de la película radiocrómica), y en qué posición de la regla acaba la imagen adquirida por el receptor (imagen del receptor). La resta de ambos valores será el ancho de desborde del campo de rayos X respecto del campo de imagen.

NOTA: ese ancho, así medido, lo es en el plano de la película radiocrómica. Se deberán trasladar estas medidas al plano del panel de imagen.

Tolerancia

Para cada dirección principal, la suma de las desviaciones absolutas en los bordes debe ser $\leq 2\%$ de la distancia entre el foco y campo de registro. En el caso de que el campo de radiación sea menor que el campo de registro en alguno de sus lados, esta diferencia no deberá ser superior al 1%.

La suma total de las desviaciones absolutas no excederá, por otra parte, el 3 % de la distancia entre el foco y el campo de registro.

Observaciones

Muchos equipos de radiología general incorporan en la actualidad modos de colimación automática que permiten establecer tamaños de campo determinados sin más que pulsar un botón. El mayor tamaño de campo suele coincidir con el tamaño del receptor de imagen. En esta situación, se espera, por lo tanto, que el campo de rayos X se ajuste lo más posible al tamaño del receptor de imagen, de modo que:

- a) Si en alguno de los cuatro márgenes de la imagen, la lámina de colimación correspondiente entra en el campo de imagen, lo haga de forma mínima, para no recortar en exceso el tamaño del campo visual que el facultativo requiere para el diagnóstico.
- b) En los márgenes de la imagen en los que la lámina de colimación correspondiente exceda o desborde el campo de la imagen, lo haga de forma mínima, para evitar irradiar áreas del paciente que quedan fuera de la imagen.

COMPOSICIÓN DE IMÁGENES EN TELERRADIOGRAFÍA DE COLUMNA Y/O MIEMBROS INFERIORES

Objetivo

Comprobar que la unión de las imágenes, cuando se realizan 2 o más de ellas para el diagnóstico de extremidades inferiores o columna completa, se realiza adecuadamente y la composición de estas es correcta.

Material

Reglas con escala plomada graduada, cinta adhesiva.

Frecuencia

Estado de referencia.

Metodología

1. Colocar dos reglas con la graduación radiopaca en la zona de unión de las 2 imágenes superiores y en la zona de unión de las 2 inferiores.
2. Si el soporte vertical para colocación del paciente dispone de regla plomada las reglas se colocarán en el lado contrario.
3. Hacer una exposición de telerradiografía con las dos imágenes superiores.

4. Comprobar que las divisiones de la regla en la imagen resultante, suma de las dos individuales, en la zona de unión está correctamente alineada y solapada.
5. Hacer lo mismo con las dos imágenes inferiores (miembros inferiores).
6. Por último, realizar una exposición completa (de 3 imágenes) y comprobar que las uniones de las 3 imágenes (superior e inferior) son correctas.

Tolerancia

No se establecen tolerancias cuantitativas. La composición de las imágenes tiene que ser funcional.

Observaciones

La “composición de imágenes” se refiere a la combinación de imágenes de exposiciones independientes. En el caso de telerradiografías de columna completa y/o miembros inferiores existe la necesidad de adquirir más de una imagen (dos o tres en función de la longitud que se quiera radiografiar). Ello implica tener que hacer a posteriori una composición de las imágenes adquiridas, “unión de imágenes” o “pegado de imágenes”.

El método de unión de imágenes de rayos X es muy importante para el diagnóstico de escoliosis o de malformaciones de las extremidades inferiores y para la planificación quirúrgica. Por ello debemos comprobar que “el pegado” de las imágenes se realiza adecuadamente y la composición de estas es correcta.

VERIFICACIÓN DE LAS HERRAMIENTAS DE MEDIDA DE DISTANCIAS SOBRE LAS IMÁGENES

Objetivo

Verificar la exactitud de los resultados proporcionados por las herramientas electrónicas de medida de distancias entre dos puntos de una imagen, y que muchos equipos de rayos X incorporan en sus consolas.

Material

Regla u objeto radiopacos de dimensiones conocidas.

Frecuencia

Estado de referencia.

Metodología

1. Radiografiar la regla o el objeto radiopacos de dimensiones conocidas.
 - Si el receptor de imagen no está integrado en el equipo (es decir, paneles planos extraíbles de las bandejas de los estativos, o paneles planos asociados a equipos portátiles), se colocará la regla u objeto radiopaco directamente sobre el receptor de imagen y se radiografiará a una distancia foco-receptor de imagen grande (>150 cm).
 - Si el receptor de imagen está integrado en el equipo de rayos X, colocar la regla

- u objeto radiopaco sobre el tablero mesa, o pegado sobre el tablero del estativo mural.
2. Una vez adquirida la imagen, usar la herramienta electrónica de medida de distancias y medir una distancia conocida, ya sea entre dos valores de la escala de la regla radiopaca o entre bordes del objeto radiopaco de dimensiones conocidas.
 3. Comparar la medida obtenida (d) con la dimensión real (D).
 4. Deberá comprobarse la exactitud de esta herramienta para cada una de las dos dimensiones del receptor de imagen.

Tolerancia

La diferencia entre la distancia real del objeto que se mide (D) y el valor de la medida ofrecido por la herramienta electrónica del propio equipo de rayos X (d o d', según los casos comentados en Observaciones) no deberá superar el 3% del valor de D.

Observaciones

En esta prueba hay que considerar que:

- a) Si el receptor de imagen no está integrado en el equipo de rayos X, la distancia ofrecida suele ser siempre la correspondiente al plano de entrada del haz en el receptor de imagen, es decir, donde hemos colocado regla u objeto, según el apartado a), y no es necesario hacer ninguna corrección.
- b) Si el receptor de imagen está integrado en el equipo de rayos X, es habitual que el sistema de medida electrónico ofrezca la distancia como la correspondiente al plano del tablero (mesa o mural). En ese caso, tampoco es necesario realizar ninguna corrección y compararemos la medida obtenida (d) con la real (D), que deberían ser iguales.
- c) Solo en el caso de paneles planos integrados que ofrezcan las distancias medidas en el plano de entrada del propio receptor de imagen, deberemos corregir d antes de compararla con D.

Calcularemos:

$$d' = d \cdot (\text{dist.foco-tablero} / \text{dist.foco-receptor de imagen}) \quad [2]$$

Y compararemos D con d'. En este supuesto, la tolerancia aplica a la diferencia entre D y d'.

VERIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL GENERADOR/TUBO

Objetivo

Comprobar que el conjunto generador y tubo proporcionan la técnica seleccionada en la consola.

Material

Medidor no invasivo de kilovoltios, tiempo y dosis o multímetro. Filtros de aluminio opcionales.

Frecuencia

Prueba DX09-1. Estado de referencia y constancia.

Pruebas DX09-2, DX09-3 y DX09-4. Estado de referencia.

Metodología

1. Colocar el equipo de medida sobre el tablero de la mesa y en el centro del haz de radiación.
2. Para posicionar y realizar las medidas seguir las instrucciones del fabricante del equipamiento de medida y las condiciones del certificado de calibración.
3. Ajustar el tamaño de campo de radiación al volumen sensible del equipo de medida o al que indique el fabricante.
4. Si es posible retirar el receptor de imagen; si no, protegerlo con una plancha de acero o plomo.
5. Las medidas necesarias para la verificación tubo/generador consisten en la realización de exposiciones sucesivas que, para sistemas radiográficos, se agrupan en cuatro bloques y en todo el proceso se mantendrá la misma geometría en el equipo de medida.

DX09-1 TENSIÓN Y RENDIMIENTO

Variar la tensión del tubo entre 50 y 125 kV. Se recomienda medir en intervalos de 15 kV. Intercalar varias medidas (al menos 3) a 80 kV. Mantener constantes la corriente del tubo (100 mA) y el tiempo de exposición (100 ms) o su producto (10 mAs). Si esta opción solo está disponible para foco fino, seleccionar para foco grueso 200 mA y 100 ms (20 mAs).

Esto permite determinar la precisión de la tensión del tubo, la repetibilidad de la tensión (para 80 kV) y del tiempo de exposición (para 100 ms) y el kerma en función de la tensión y el rendimiento del equipo a diferentes tensiones. El rendimiento deberá medirse en el rango de espectros utilizado en la práctica clínica.

DX09-2 TIEMPO DE EXPOSICIÓN

Esta prueba se realizará en los equipos que lo permitan, para todos los tamaños de foco. Mantener constantes la tensión (80 kV o el kV más representativo del uso de la sala) y la corriente (200 mA) variando los tiempos de exposición al menos entre 20 ms a 800 ms. Al menos se realizarán 5 medidas entre el mínimo tiempo y el máximo.

Para equipos destinados a radiografías de neonatos es conveniente verificar tiempos inferiores a 20 ms.

Esto permite determinar la reproducibilidad de la tensión (para 80kV), la precisión del tiempo y la linealidad de la dosis en función del tiempo de exposición.

Si es posible, se aprovecharán las medidas con 20 mAs para grabar la forma de onda, lo que nos permitirá evaluar el aspecto visual de la forma de onda y su porcentaje de rizado.

DX09-3 LINEALIDAD DEL RENDIMIENTO

El tercer bloque de medidas tiene como objeto determinar la linealidad de la dosis en función de la corriente del tubo cuando el equipo permita seleccionar la intensidad de corriente de forma independiente. Esta prueba se realizará para foco grueso y foco fino.

Se mantendrán invariables la tensión (80 kV) y el tiempo de exposición (100 ms) durante las exposiciones y se varía la corriente entre la mínima y la máxima considerando al menos 5 valores.

En caso de que el equipo no permita variar la intensidad de corriente de manera independiente se variará el producto mAs entre el mínimo y el máximo considerando al menos 5 valores.

DX09-4 CAPA HEMIRREDUCTORA

El cuarto bloque se utiliza para determinar la capa hemirreductora (CHR) del haz de radiación a 80 kVp. Se utilizará una técnica de exposición de 80 kV y entre 20 y 50 mAs aproximadamente.

La mayoría de los multímetros miden de forma indirecta el kerma en aire, el voltaje del tubo y la CHR en una única exposición. Si el multímetro utilizado indica la CHR del equipo con las exposiciones de las medidas anteriormente realizadas se cogerá ese valor como valor de CHR del equipo para la tensión utilizada. En caso contrario se realizarán varias medidas, la primera sin aluminio interpuesto y luego interponiendo en el haz de radiación, cerca del colimador, láminas de aluminio (calidad Al-1100) de espesores conocidos en condiciones de haz estrecho (máximo tamaño en el receptor de imagen 10 cm x 10 cm).

Análisis

- a) A partir de la lectura del kerma (prueba DX09-1) se calcula, para cada valor de kVp, la dosis a 1 m del foco corrigiendo por el inverso del cuadrado de la distancia, teniendo en cuenta la distancia del foco al sistema de medida.
- b) Para calcular el rendimiento del equipo a 1 m y poder utilizar esos valores en la estimación de las dosis que reciben los pacientes en condiciones clínicas, se utilizarán las medidas realizadas en el punto DX09-1.

La relación existente entre el kerma (K_{kVp}) y la tensión del equipo responde a una función potencial del tipo:

$$K_{kVp} = A \cdot kVp^n \quad [3]$$

Alternativamente se puede ajustar los valores del Kerma en función de la tensión (kVp), a una expresión polinómica del tipo:

$$K_{kVp}=a+b \cdot kVp+c \cdot kVp^2 \quad [4]$$

Este ajuste permite obtener el valor de kerma para cualquier calidad de haz y kVp utilizado en la práctica clínica.

- c) El valor del Kerma a 80 kV por mAs indicado y su reproducibilidad se obtiene de todas las medidas de carga realizadas a 80 kV y 10 ó 20 mAs según la técnica utilizada.

La reproducibilidad alrededor del valor medio se expresa en función del coeficiente de variación: $(100 \cdot \sigma) / \bar{x}$, donde $\bar{x}$ es la media de los valores medidos en igualdad de condiciones y σ la desviación típica.

En caso de que para las medidas de dosis se utilice una cámara de ionización deberá medirse la presión y temperatura de la sala al inicio y al terminar la prueba y hacer las correcciones correspondientes a las lecturas obtenidas por la cámara.

Tolerancias

Tensión

Exactitud: Desviaciones con respecto al valor nominal $\leq \pm 10\%$. En caso de que las especificaciones del fabricante sean más restrictivas se tomarán como referencia las mismas.

Repetibilidad: Coeficiente de variación $< 5 \%$.

Reproducibilidad: Coeficiente de variación $< 5\%$.

Tiempo de exposición

Exactitud: Desviaciones con respecto al valor nominal $\leq (\pm 10\% + 1\text{ms})$. En caso de que las especificaciones del fabricante sean más restrictivas se tomarán como referencia las mismas.

Repetibilidad: Coeficiente de variación $< 5 \%$.

Reproducibilidad: Coeficiente de variación $< 5\%$.

Rendimiento

El coeficiente de linealidad debe ser $\leq 0,1$ entre pasos consecutivos y la variación máxima respecto de la media debe ser inferior al 15 % para cambios de mA. Para cambios de mAs la variación máxima respecto de la media debe ser inferior al 20 %.

Constancia: Desviación con respecto al valor de referencia $< 10\%$.

Capa hemirreductora

A 80 kV superior a 2,9 mm aluminio sin filtración adicional.

Observaciones

Puesto que el conjunto de generador y tubo es el que proporciona la técnica radiográfica con la que se realizan las exposiciones de rayos X es fundamental que funcio-

ne correctamente y la técnica señalada en la consola de control sea la proporcionada por el equipo. Además, en los equipos dedicados a neonatos es muy importante comprobar que permiten tiempos bajos de exposición para evitar artefactos de movimiento.

ESTADO Y ALINEACIÓN DE LA REJILLA (ARTEFACTOS DE REJILLA)

Objetivo

Detectar problemas de funcionamiento de rejilla.

Material

Ninguno

Frecuencia

Estado de referencia.

Metodología

1. Se inspeccionará la rejilla de cada estativo y se determinarán la distancia de focalización y la dirección de las láminas de cada una de ellas. Habitualmente van en dirección vertical en los estativos de pared y en dirección longitudinal al tablero en los estativos de mesa. (Suele ser información grabada en la superficie de las rejillas; adicionalmente deberá pedirse información al fabricante).
2. Se llevará a cabo una exposición sobre el receptor de imagen del equipo de rayos X, a la distancia de focalización determinada en cada caso, y a baja tensión (50kV), sin más atenuación adicional interpuesta que la de la propia rejilla y la de los elementos que no puedan ser retirados: tableros, etc.
3. Se analizará la imagen con datos originales ("raw data") así obtenida. Los posibles artefactos pueden ser los siguientes:
 - a) Degradación en los grises de la imagen que se presentan en una sola dirección y con su gradiente en dirección perpendicular a la de las láminas de la rejilla. Esto está asociado a un mal alineamiento o a una falta de perpendicularidad entre el haz de rayos X y la rejilla.
 - b) Manchas tipo aguas o claroscuros bien localizados. Estos se asocian a deterioros por golpes o presiones fuertes ejercidas sobre la rejilla.
 - c) Visualización de las láminas de la rejilla (imagen emparillada). Esto puede estar asociado a falta de movimiento de la rejilla, a un movimiento deficiente de la misma, o en caso de ser rejillas estáticas a una rejilla con un número insuficiente de pl/cm o aplicación incorrecta del algoritmo de supresión de rejilla.

Este tipo de artefacto, en imágenes digitales, se localiza con facilidad si se visualizan interferencias de Moiré al ir cambiando el zoom de la imagen.

Tolerancia

Inspección visual.

Observaciones

Los artefactos pueden ser producidos por desajustes en el correcto alineamiento o perpendicularidad entre rejilla y haz de rayos X, láminas deterioradas o desalineadas, escasa velocidad de movimiento de la rejilla o poca frecuencia de láminas en caso de rejillas fijas. En el caso de rejilla virtual podrían darse errores por el mal funcionamiento del software de supresión de la rejilla.

Esta prueba se realizará para todas las rejillas de cada estativo del equipo.

VERIFICACIÓN DEL INDICADOR DEL PRODUCTO KERMA-ÁREA (PKA)

Objetivo

Verificar el valor del producto kerma por área indicado en la consola del equipo.

Material

Dosímetro, película radiocrómica, cinta métrica.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

- a) Retirar el receptor de imagen. Si no es posible se deberá proteger con una lámina de acero o plomo.
- b) Abrir el campo a un tamaño aproximado de 30 cm x 30 cm.
- c) Colocar una película radiocrómica y exponerla.
- d) Medir el tamaño de campo sobre la película.
- e) Colocar el dosímetro en el eje central del haz.
- f) Hacer al menos tres exposiciones con un valor de kVp utilizado en un protocolo habitual de trabajo.
- g) Registrar la lectura indicada en el equipo del PKA.
- h) Registrar la lectura obtenida con el dosímetro utilizado (si se utiliza cámara de ionización los valores obtenidos tienen que ser corregidos por presión y temperatura).

- i) Repetir los pasos e) a h) a 3 valores diferentes de kilovoltaje. De esta forma tenemos una curva experimental de la variación de la PKA indicado vs la medida con los kVp.
- j) Multiplicar la lectura del dosímetro por el área de radiación para obtener el producto kerma área.
- k) Comparar los resultados.

Tolerancia

El PKA indicado por el equipo debe estar dentro de un 10% del valor medido para la tensión representativa de los procedimientos realizados por el equipo.

Observaciones

Los pasos c) y d) se podría hacer con el receptor de imagen, pero habría que tener en cuenta las correcciones del tamaño de campo por distancias.

Esta prueba puede realizarse también con el siguiente material: un chasis de radiografía computarizada (CR), un detector digital (DR) o reglas fluorescentes.

FUNCIÓN DE CONVERSIÓN DEL DETECTOR

Objetivo

Determinar la relación entre el valor medio de píxel (VMP) en la imagen y el kerma en aire en la superficie de entrada del detector, K_{aire} .

Material

Dosímetro, filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0.5 mm Cu + 1 mm Al-1100. Software de análisis de imágenes.

En el Anexo 1 se referencian algunas herramientas de *software* para análisis de las imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

1. La distancia desde el foco al receptor de imagen debe ser la mayor posible. Preferiblemente 180 cm o, al menos, 100 cm.
2. Retirar el receptor de imagen. De no ser posible, cubrirlo con protector de acero o plomo.
3. Colocar el dosímetro centrado en el haz.

4. Colimar el haz de radiación a un campo 16 cm x 16 cm sobre la superficie del receptor de imagen (condiciones de haz estrecho).
5. Colocar a la salida del colimador la filtración adicional.
6. Buscar una calidad de haz próxima a RQA5. Para ello variar el kilovoltaje entre 66 y 74 kV hasta obtener una CHR = $6,8 \pm 0,3$ mm.
7. Obtener la relación de $K_{\text{aire}}/\text{mAs}$ en la superficie del receptor de imagen. Si el dosímetro no está a la distancia del receptor de imagen, aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Anotar el valor del PKA, para monitorizar la estabilidad del equipo.
8. Retirar el dosímetro del haz de radiación y colocar el receptor de imagen a la distancia adecuada (o quitarle el protector de plomo).
9. Adquirir 1 imagen para 6 valores de kerma (0,5; 1; 2; 5; 10 y 20 μGy). Si se espera una dependencia no lineal, añadir dos puntos más de medida por debajo de 5 μGy . Si es necesario, corregir el kerma incidente atendiendo al valor de PKA obtenido en cada exposición.
10. Se utilizará un protocolo de adquisición que permita el análisis posterior de la imagen original.

Análisis:

1. Utilizando un *software* de procesado y análisis de imagen obtener el VMP de cada imagen en una ROI centrada de 100 x 100 píxeles.
2. Hacer un ajuste a la forma funcional de la función de conversión del detector (también llamada función de respuesta), que puede no ser lineal, entre el VMP y el kerma en aire: $\text{VMP} = f(K_{\text{aire}})$.

Tolerancias

Estado de referencia

- Coeficiente de determinación, $R^2 > 0,97$.
- Ningún punto medido se desviará de su correspondiente valor ajustado en más del 5%.

Observaciones

- La calidad de radiación que se consigue con la combinación de filtros propuesta es próxima a RQA5, especificada en la norma IEC 61267:2005, y puede ser más cómoda de usar ya que reduce el espesor total de material añadido. El filtro de Al debe colocarse en la posición más cercana al receptor de imagen, para absorber la radiación característica del Cu. Conviene tener en cuenta que la fluencia del haz con esta combinación de filtros es superior a la que se obtiene con 21 mm Al-1100 y puede ser difícil conseguir valores de kerma por debajo de 1 μGy .
- Para las pruebas de constancia, en el caso de que la función de conversión no sea lineal, se linealizarán las imágenes con la inversa de la función de conversión de referencia y se ajustará el VMP de los datos linealizados frente al kerma. La pendiente de la curva de ajuste deberá estar entre 0,9 y 1,1.

- Las medidas se harán, siempre que sea posible, con el receptor de imagen fuera de la mesa y/o estativo mural. Si esto no fuera posible, sólo se sacarán fuera de haz aquellos elementos que puedan ser extraídos por el usuario (por ejemplo, la rejilla antidifusora). Para los elementos no extraíbles (tablero de la mesa, cámaras de exposimetría, etc.) se estimará un factor de atenuación (medido o según especificaciones del fabricante) por el que se corregirá el kerma medido.

VERIFICACIÓN DEL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN (EI) DEL DETECTOR

Objetivo

Verificar que la relación entre el indicador de exposición (EI) en la imagen y la componente de haz primario del kerma en aire en la superficie de entrada del detector, K_{aire} se ajusta a las especificaciones o al valor de referencia.

Material

Dosímetro, filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100. Software de análisis de imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

La relación entre el EI y el K_{aire} puede ser obtenida mediante dos métodos, de forma directa o indirecta mediante el método de la función de calibración inversa del índice de exposición. El especialista en radiofísica hospitalaria podrá escoger para la realización de la prueba el método que considere más apropiado, teniendo en cuenta que la obtención de la función de calibración del índice de exposición será necesaria siempre que se quiera verificar el EI en la imagen clínica.

A. Método directo

Adquisición:

1. La distancia desde el foco al receptor de imagen debe ser la mayor posible. Preferiblemente 180 cm o, al menos, 100 cm.
2. Retirar el receptor de imagen. De no ser posible, cubrirlo con protector de acero o plomo.
3. Colocar el dosímetro centrado en el haz.
4. Colimar el haz de radiación a un campo 16 cm x 16 cm sobre la superficie del detector de imagen (condiciones de haz estrecho).
5. Colocar a la salida del colimador la filtración adicional.
6. Buscar una calidad de haz próxima a RQA5. Para ello variar el kilovoltaje entre 66 y 74 kV hasta obtener una $CHR = 6,8 \pm 0,3$ mm.
7. Obtener la relación de K_{aire}/mAs en la superficie del receptor de imagen. Realizar disparos para valores de kerma en torno a 0,5; 1; 2; 5; 10 y 20 μGy ; si se espera una dependencia no lineal, añadir dos puntos más de medida por debajo de 5 μGy . Si el

dosímetro no está a la distancia del receptor de imagen, aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Si el receptor de imagen no es extraíble aplicar los factores de transmisión pertinentes. Anotar, si es posible, el valor del PKA para monitorizar la estabilidad del equipo.

8. Retirar el dosímetro del haz de radiación y colocar el receptor de imagen a la distancia indicada (o, en su caso, retirar el protector de plomo).
9. Abrir el colimador de modo que el haz irradie completamente el receptor de imagen, con un margen de 1 cm (condiciones de haz ancho).
10. Adquirir imágenes con un protocolo de adquisición que posibilite disponer de los datos originales, repitiendo los mismos disparos del punto 7. Si es necesario (y posible), corregir el kerma incidente atendiendo al valor de PKA obtenido en cada exposición. Anotar el valor del EI de cada disparo.

Análisis:

1. Representar EI frente a K_{aire} corregido y ajustar a una recta que pase por el origen de coordenadas de modo que el término independiente sea cero.

B. Método indirecto

Mediante este método se puede verificar el ajuste del EI a través del valor de píxel de tendencia central (VP) de la imagen sin necesidad de realizar una medida del K_{aire} . De la misma manera permite verificar el ajuste del EI en la imagen clínica.

Adquisición:

Previamente a la adquisición de las imágenes se deberá disponer de la función de calibración de referencia del EI y su función inversa correspondiente¹.

1. La distancia desde el foco al detector de imagen debe ser la mayor posible. Preferiblemente 180 cm o, al menos, 100 cm.
2. Colocar a la salida del colimador la filtración adicional.
3. Emplear una calidad de haz próxima a RQA5. Para ello variar el kilovoltaje entre 66 y 74 kV hasta obtener una CHR = $6,8 \pm 0,3$ mm.
4. Abrir el colimador de manera que el receptor de imagen esté totalmente expuesto, con un margen de 1 cm.
5. Si se realiza la verificación con el detector dentro del estativo correspondiente, extraer la rejilla.

¹ Obtención de la función de la calibración de referencia del EI:

1. Realizar los pasos del 1 al 10 del método directo.
2. Utilizando un software de procesamiento y análisis de imagen obtener el VP de cada imagen en una ROI centrada que abarque aproximadamente el 10% del total de la superficie del receptor.
3. Obtener la función de calibración de referencia del EI (g) mediante el ajuste entre los valores del VP obtenidos anteriormente y los valores del kerma en aire correspondientes, $VP = g(K_{aire})$. El ajuste no tiene por qué ser lineal.

6. Mediante la función de calibración inversa de referencia del EI adquirir imágenes que tengan valores de píxel que correspondan a unos valores de kerma aproximados de: 0,5; 1; 2; 5; 10 y 20 μGy . Utilizar un protocolo de adquisición que posibilite disponer de la imagen original. Anotar el valor del EI de cada disparo.

Análisis:

1. A partir del VP de una ROI centrada que abarque el 10% de la superficie total del receptor, y empleando la función de calibración inversa de referencia del EI, obtener el valor del K_{aire} incidente sobre el receptor de imagen.

$$K_{\text{aire}} = g_{\text{cal}}^{-1}(\text{VP}) \quad [5]$$

2. Representar los valores de EI indicados por el equipo frente a los valores de K_{aire} obtenidos ajustándolos a una recta que pase por el origen de coordenadas.

Tolerancias

Estado de referencia

- a. Coeficiente de determinación $R^2 > 0,97$.
- b. Ningún punto medido se desviará de su correspondiente valor ajustado en más del 5%.
- c. Cuando el índice sea conforme con IEC 62494-1:2008, la pendiente de la curva de ajuste de EI frente a kerma estará entre 90 y 110.

Constancia:

- a. Cuando el índice sea conforme con IEC 62494-1:2008, la pendiente de la curva de ajuste de EI frente a kerma estará entre 90 y 110.
- b. Cuando no sea conforme con esta norma, ningún residuo será superior a $\pm 20\%$.

En ambos casos, si la curva obtenida está fuera de tolerancia, se recomienda calibrar el Índice de Exposición, siempre que sea factible.

Observaciones

1. En las pruebas de constancia, la verificación del valor del EI se puede realizar para un único valor de kerma, correspondiente al valor de referencia de la prueba "DX22 Ajuste inicial del CAE". El valor de kerma utilizado se puede obtener con cualquiera de los 2 métodos descritos en el apartado de Metodología. Si la diferencia entre el valor de kerma utilizado y el deducido a partir del EI es $\leq 5\%$ no es necesario obtener una nueva curva $\text{EI} = g(K_{\text{aire}})$.
2. Como valores de kerma primario incidente se pueden utilizar los empleados en la obtención de la función de conversión (DX12), obviando los pasos del 1 al 7 del método directo al disponer ya de los valores a obtener.
3. La calidad de radiación que se consigue con la combinación de filtros de Al y Cu propuesta es próxima a RQA5, y puede ser más cómoda de usar que el filtro de 21 mm de Al, ya que reduce el espesor total de material añadido. El filtro de Al debe colocarse en la cara externa más cercana al detector para absorber la radiación

característica del Cu. Conviene tener en cuenta que el kerma con esta combinación de filtros es aproximadamente el doble del que se obtiene con 21 mm Al-1100.

4. En aquellos casos en los que el fabricante no indica la función de conversión sino la función de calibración del EI, al usuario sólo le corresponde, por lo general, verificar el cumplimiento de esta última. En cualquier caso, una vez obtenida o comprobada en las pruebas de referencia inicial, su conocimiento permite realizar una verificación rápida del Índice de Exposición en sistemas con panel plano no extraíble, aplicando la función de calibración inversa para, a partir del VP, obtener el kerma.
5. En los sistemas lineales con offset cero se puede obtener, en las pruebas de estado de referencia, un factor de proporcionalidad entre la pendiente de la función de conversión y la pendiente de la función de calibración del índice de exposición, de manera que el valor de esta última se pueda obtener multiplicando el valor de la pendiente de la función de conversión por el factor de proporcionalidad.
6. Cuando el índice sea conforme con IEC 62494-1:2008 se podrá utilizar un ajuste lineal con un término independiente distinto de cero.
7. Si se utiliza el método directo las medidas se harán, siempre que sea posible, con el receptor de imagen fuera de la mesa y/o estativo mural. Si esto no fuera posible, sólo se sacarán fuera de haz aquellos elementos que puedan ser extraídos por el usuario (por ejemplo, la rejilla antidifusora). Para los elementos no extraíbles (tablero de la mesa, cámaras de exposimetría, etc.) se estimará un factor de atenuación (medido o según especificaciones del fabricante) por el que se corregirá el kerma medido.
8. La aplicación del método indirecto requiere verificar la constancia de la función de conversión (DX12).
9. Si el equipo permite la calibración por parte del usuario, se recomienda calibrarlo atendiendo al procedimiento descrito.
10. En caso de que la antigüedad del equipo impidiese evaluar la prueba por el procedimiento descrito se realizará siguiendo las recomendaciones del fabricante.

UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN

Objetivo

Verificar que el VMP es uniforme en toda la imagen cuando el receptor de imagen se irradia con un haz uniforme de calidad próxima a RQA5.

Material

Software de análisis de imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

Obtener una imagen de campo completo en las condiciones de ajuste del fabricante para la uniformidad, con un kerma próximo a 2,5 µGy.

Análisis:

1. En los equipos cuya función de conversión no sea lineal, la imagen ha de ser previamente linealizada utilizando la inversa de la función de conversión del detector.
2. Definir un área central de la imagen que cubra el 80% del área activa del receptor de imagen.
3. Calcular los valores de los índices de uniformidad global, UG , y local, UL , de acuerdo con las expresiones:

VMP:

$$UG = \text{Max} \left(\frac{|VMP_{ij} - \overline{VMP_{ij}}|}{\overline{VMP_{ij}}} \right) = \text{Max} \left(\frac{|VMP_{ij} - VMP|}{VMP} \right) \quad [6]$$

$$UL = \text{Max} \left(\frac{|VMP_{ij} - \overline{VMP_{8 \text{ vecinos}}}|}{\overline{VMP_{8 \text{ vecinos}}}} \right) \quad [7]$$

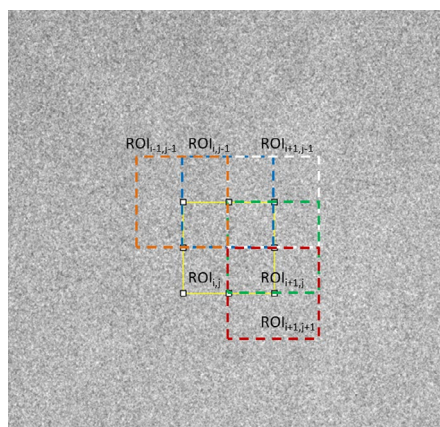
RSR:

$$UG = \text{Max} \left(\frac{|RSR_{ij} - \overline{RSR_{ij}}|}{\overline{RSR_{ij}}} \right) \quad [8]$$

$$UL = \text{Max} \left(\frac{|RSR_{ij} - \overline{RSR_{8 \text{ vecinos}}}|}{\overline{RSR_{8 \text{ vecinos}}}} \right) \quad [9]$$

donde VMP_{ij} es el valor medio del pixel en una ROI de 30 mm x 30 mm que se desplaza por toda la imagen solapándose con las adyacentes 15 mm, $VMP = \overline{VMP_{ij}}$ es el valor medio de pixel del área total seleccionada (igual al promedio de valores medios de las ROI pequeñas) y $\overline{VMP_{8 \text{ vecinos}}}$ es el promedio del valor medio de las ocho ROI vecinas de la ROI (i,j) . La relación señal ruido se define como el cociente entre el valor medio de píxel y la desviación típica. Los símbolos utilizados en [8] y [9] tienen similar interpretación que los empleados en [6] y [7].

Figura 1. Regiones de análisis



Tolerancias

- VMP: Uniformidad global (UG): <15%. Uniformidad local (UL): < 10%
- RSR: Uniformidad global (UG): <30%. Uniformidad local (UL): < 20%

Observaciones

Procedimiento adaptado de información disponible en Anexo I [Donini et al, 2014]

ARTEFACTOS DE LA IMAGEN

Objetivo

Verificar que no son visibles artefactos en la imagen de un campo uniforme.

Material

Software de análisis de imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

Se utilizará la imagen obtenida en la prueba DX14.

Análisis:

Inspección visual de la imagen con una anchura de ventana estrecha.

Tolerancias

Ausencia de artefactos y píxeles defectuosos sin corregir.

Observaciones

Se pueden resaltar los posibles artefactos presentes en la imagen aplicando un filtro de varianza de radio 5, el cual divide la imagen en ROI contiguas de 10 x 10 píxeles en las cuales se reemplazan todos los píxeles de la ROI por el valor de la varianza calculada en dicha ROI.

COMPONENTES DEL RUIDO DEL DETECTOR

Objetivo

Determinar las componentes del ruido del detector

Material

Software de análisis de imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia.

Metodología

Adquisición:

Se utilizarán las imágenes de la prueba DX12.

Análisis:

1. Utilizando un software de procesamiento y análisis de imagen, obtener la desviación típica linealizada (σ) de cada imagen en una ROI centrada de 100 x 100 píxeles.
2. Hacer un ajuste, a un polinomio de segundo grado, entre la varianza linealizada (σ^2) y el valor del kerma en aire incidente (K_{aire}) en el detector de imagen:
 $\sigma^2 = a \cdot K_{aire}^2 + b \cdot K_{aire} + c$, ponderando la varianza por $1/K_{aire}^2$ al realizar el ajuste de la curva. Los tres coeficientes del ajuste deben ser positivos. En caso contrario, este modelo de descomposición del ruido no es válido.
3. Representar gráficamente los valores de las tres componentes (la debida al ruido estructural, $a \cdot K_{aire}^2$, la debida al ruido cuántico, $b \cdot K_{aire}$, y la debida al ruido electrónico, c) frente al valor de K_{aire} .
4. Determinar el rango de predominio del ruido cuántico calculando los valores de kerma en los que se iguala el ruido electrónico al ruido cuántico (extremo inferior) y el ruido estructural al ruido cuántico (extremo superior).

Tolerancias

- El ruido cuántico ha de superar al ruido electrónico y al ruido estructural en el intervalo de valores de kerma incidente en el receptor asociado a las imágenes clínicas.
- Límite superior del rango de predominio del ruido cuántico $\geq 20 \mu\text{Gy}$.

Observaciones

- Si algún coeficiente, del ajuste polinómico realizado en el punto 2, es negativo, se sugiere reducir el rango de kerma para el que se hace el ajuste desechando los puntos de mayor kerma, siempre que este rango reducido abarque el rango clínico.
- Para distintos detectores del mismo modelo y condiciones de kerma y calidad similares, el rango de predominio del ruido cuántico debe ser coherente para condiciones y calidad similares y distintos detectores del mismo modelo.
- El procedimiento propuesto se puede consultar en (Bouwman 2009, EFOMP 2023 y Monnin 2014).

ESPECTRO DE POTENCIA DE RUIDO NORMALIZADO (NNPS)

Objetivo

Verificar la constancia de las propiedades del ruido.

Material

Software de análisis de imágenes

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

En las condiciones de la prueba DX12 realizar 6 adquisiciones para un kerma próximo a 2,5 μGy . Se utilizará el mismo valor de kerma en las pruebas de constancia subsiguientes.

Análisis:

Se seguirá el procedimiento descrito en la norma IEC 62220-1-1:2015 con ayuda de un software validado.

Tolerancias

- Sin picos de ruido que no estuviesen presentes en el espectro obtenido en las pruebas de referencia.
- ΔNNPS ($0,5 \text{ mm}^{-1}$; $2,0 \text{ mm}^{-1}$) $< \pm 15\%$.

Observaciones

Previamente, debe verificarse que las imágenes utilizadas para calcular el NNPS presentan varianza uniforme y están libres de artefactos.

RESOLUCIÓN ESPACIAL (MTF)

Objetivo

Determinar la función de transferencia de modulación de pre-muestreo ($\text{MTF}_{\text{pre}}^2$).

Material

Borde de tungsteno de 1 mm de espesor (alternativamente borde de 1 mm de Cu), filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100. Software de análisis de las imágenes.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

1. Utilizar la geometría descrita en la prueba DX12.

² En el desarrollo de la prueba se sustituye la notación MTF_{pre} por la más simple MTF.

2. Colocar sobre el receptor de imagen, centrado, el borde de tungsteno con una angulación entre 1,5° y 3° respecto a uno de los ejes del detector.
3. Realizar una adquisición con kerma aproximado de 10 μGy .
4. Colocar el borde de tungsteno con una angulación entre 1,5° y 3° respecto al eje del receptor de imagen perpendicular al anterior.
5. Realizar una adquisición en esta nueva orientación con la técnica utilizada en el punto 3 anterior.
6. Exportar/Grabar las imágenes en formato original.

Análisis:

Se seguirá el procedimiento descrito en la norma IEC 62220-1-1:2015 con ayuda de un software validado.

Tolerancias

$$\Delta f (\text{MTF}_{50\%}) < \pm 0,2 \text{ mm}^{-1}.$$

UMBRAL DE SENSIBILIDAD

Objetivo

Verificar la constancia de la curva contraste – tamaño del detalle del detector.

Material

Maniquí de calidad de imagen que contenga discos de diferentes diámetros y contrastes (por ejemplo, TO-20 o CDRAD). Filtro de 21 mm Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición:

1. Colocar a la salida del colimador la filtración adicional.
2. Extraer el receptor de imagen si fuese posible. En caso contrario, quitar del haz aquellos elementos que puedan ser extraídos por el usuario (por ejemplo, la rejilla antidifusora).
3. Adquirir cinco imágenes con un kerma incidente aproximado a 2,5 μGy , con calidad RQA5.
4. Se procurará que sean imágenes originales, o adquiridas siempre con el mismo protocolo si el software de análisis no puede utilizar imágenes originales. Se utilizará el mismo valor de kerma en las pruebas de constancia subsiguientes.

Análisis:

1. Siempre que sea posible, utilizar un software de análisis de las imágenes que permita la evaluación automática.
2. En caso de determinar el umbral de sensibilidad con observadores humanos, se recomienda un mínimo de 3 observadores.
 - a. Abrir las imágenes utilizando un software de visualización adecuado.
 - b. Ajustar posición central y anchura de la ventana de visualización para maximizar el contraste de la imagen.
 - c. Contabilizar el número de detalles que se visualizan de cada tamaño.
 - d. Promediar el número de detalles visualizados de cada diámetro a partir de los valores obtenidos en las 5 imágenes.
 - e. Promediar para todos los observadores.
3. Suavizar la curva de contraste con un polinomio de tercer grado en función del inverso del diámetro del disco.
4. Obtener IQF inverso referenciado a kerma 2,5 µGy:

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_i C_{ui} \cdot D_i} \cdot \frac{\sqrt{2.5}}{\sqrt{\text{kerma} (\mu\text{Gy})}} \quad [10]$$

donde C_{ui} es el contraste umbral del disco de diámetro D_i .

Método alternativo:

Se puede calcular la curva contraste – tamaño del detalle siguiendo el formalismo del modelo de observador “cuasi” ideal NPWE (NonPreWhitening with Eye filter).

1. Se usarán los datos de NNPS y MTF determinados en las pruebas DX17 y DX18, respectivamente.
2. Calcular el contraste umbral, C_u , para los diámetros de disco de la tabla 1, de acuerdo con la ecuación siguiente:

$$C_u = \frac{RSR_u \cdot \left(\int_0^{f_N} S^2(f) \cdot MTF^2(f) \cdot VTF^4(f) \cdot NNPS(f) \cdot f \cdot df \right)^{1/2}}{\sqrt{2\pi} \cdot \int_0^\infty S^2(f) \cdot MTF^2(f) \cdot VTF^2(f) \cdot f \cdot df} \quad [11]$$

donde:

f_N es la frecuencia de Nyquist.

VTF es la *Función de Transferencia de modulación del sistema Visual humano*. En este protocolo se propone utilizar la forma analítica propuesta por [Kelly, 1977], para una distancia de visualización de 40 cm y magnificación m de la imagen:

$$VTF(f) = 29 \cdot (f/m)^2 \cdot \exp(-4f/m) \quad [12]$$

$$S(f) = \frac{R}{f} \cdot J_1(2\pi Rf/m) \quad [13]$$

donde:

S es la transformada de Fourier del objeto (disco circular de radio R):

RSR_u es la Relación Señal Ruido umbral necesaria para detectar el disco (constante para todos los tamaños de disco). En este protocolo se propone el valor $RSR_u = 3$. Si durante la aceptación del equipo se ha determinado una curva contraste – tamaño del detalle con maniquí, se puede usar el valor RSR_u adecuado para escalar la curva teórica calculada a la experimental. En los controles de constancia subsiguientes se debería usar el mismo valor de RSR_u .

Figura. 2. Ejemplo de curva c-d obtenida con la metodología propuesta comparada con la curva experimental determinada con maniquí CDRAD (datos para el cálculo cortesía de S. Miquelez).

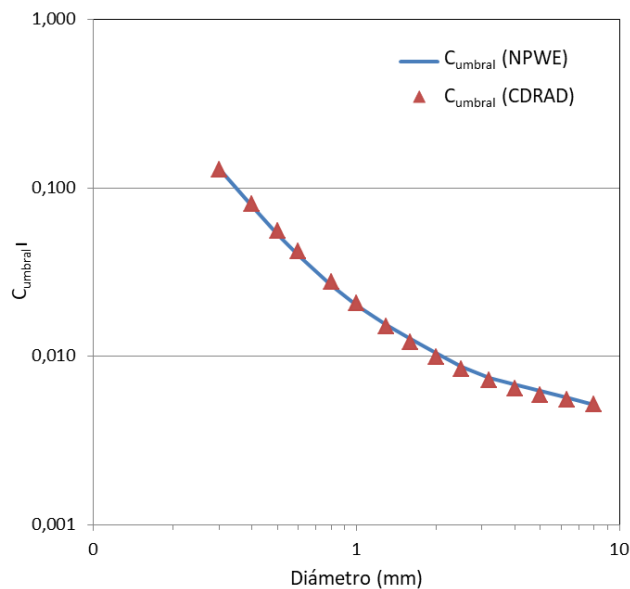


Tabla 1. Diámetros (mm) recomendados de los discos utilizados para el cálculo de la curva contraste – tamaño del detalle del detector (coinciden con los del maniquí CDRAD 2.0).

0,3	0,6	1,3	2,5	5,0
0,4	0,8	1,6	3,2	6,3
0,5	1,0	2,0	4,0	8,0

Tolerancias

Pruebas de constancia: Variación del IQF inverso con respecto al valor de referencia inferior al 15%.

Variación del umbral de sensibilidad para cada uno de los discos inferior al 15%.

Observaciones

$$C_u = \frac{RSR_u \cdot \left(\sum_o^f S^2(f) \cdot MTF^2(f) \cdot VTF^4(f) \cdot NNPS(f) \cdot f \cdot \Delta f \right)^{1/2}}{\sqrt{2\pi} \cdot \sum_o^f S^2(f) \cdot MTF^2(f) \cdot VTF^2(f) \cdot f \cdot \Delta f} \quad [14]$$

- La ecuación del contraste umbral se puede calcular en una hoja Excel sustituyendo la integral por sumatorio:
- Se recomienda obtener la curva contraste–tamaño del detalle con los dos procedimientos propuestos mientras no se disponga de suficiente experiencia con la metodología del modelo de observador.
- A pesar de que las ecuaciones [11] y [14] ponen de manifiesto la probable redundancia que suponen las pruebas DX17 (NNPS), DX18 (MTF) y esta misma prueba, este protocolo propone la realización de las tres pruebas con el fin de ganar conocimiento/experiencia en la relación ruido – detectabilidad de los sistemas de imagen digitales.

Las siguientes observaciones afectan a las pruebas DX20 hasta DX25:

- Establecer un tiempo de corte suficientemente largo para que la interrupción de la irradiación la produzca el CAE.
- En este protocolo se recomienda la utilización del EI para la caracterización y verificación del funcionamiento del CAE en aquellos equipos cuyo EI esté calibrado de acuerdo con la norma IEC 62494-1:2008. Sin embargo, no se excluye la posibilidad de utilizar VMP linealizado en imágenes de datos originales o kerma u otros indicadores directamente relacionados con el valor de la exposición a la entrada del receptor de imagen.

VERIFICACIÓN DE LA COINCIDENCIA DE LA CÁMARA SELECCIONADA CON LA ACTIVA

Objetivo:

Comprobar que la cámara seleccionada en la consola de control del equipo es la encargada de interrumpir la irradiación.

Material:

Filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100. Láminas de plomo de tamaño suficiente para cubrir una cámara del CAE.

Frecuencia:

Estado de referencia y tras modificación de la configuración del CAE.

Metodología:

1. En las condiciones de referencia (calidad del haz RQA5 y distancia de focalización de la rejilla), adquirir una imagen seleccionando cada cámara disponible de forma individual.
2. Cubrir el resto de cámaras no utilizadas con una lámina radiopaca durante la exposición.
3. Anotar el valor de mAs obtenido en cada caso.
4. En caso de que se produzca la activación incorrecta de alguna cámara, la interrupción del disparo se producirá para un valor de mAs inusualmente alto (marcado por el límite de carga establecido en el sistema CAE).

Tolerancia:

Comprobación funcional. No se establecen tolerancias.

HOMOGENEIDAD ENTRE LAS CÁMARAS DEL CAE

Objetivo

Comprobar la respuesta de cada una de las cámaras y sus combinaciones frente a la respuesta para la combinación de referencia.

Material

Filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

1. Adquirir una imagen en las condiciones de referencia (calidad del haz RQA5 y distancia de focalización de la rejilla) para cada cámara individualmente, con todas las cámaras disponibles (3 o 5), y con aquellas combinaciones de cámaras utilizadas en la práctica clínica.
2. Se recomienda utilizar como combinación de referencia aquella que incorpore el mayor número de cámaras posibles simultáneamente.
3. Anotar el EI.
4. Anotar el valor de mAs o indicador PKA de cada exposición para monitorizar la emisión del equipo.

5. En cada caso, obtener el error relativo entre el valor del EI estimado para las diferentes cámaras o combinaciones de ellas frente al valor del EI de la combinación de referencia, expresado en porcentaje.

Tolerancia

$\pm 10\%$ de error relativo para la variación del EI entre cualquier cámara o combinación de ellas y el valor para la combinación de referencia.

Observaciones

1. Para analizar la repetibilidad a largo plazo, las exposiciones de esta sección se realizarán empleando siempre la misma proyección del menú anatómico. Previamente se habrá verificado o ajustado el EI de manera que su variación con respecto a la referencia no introduzca ningún error adicional.
2. Los fabricantes calibran habitualmente los sistemas CAE para que todos los sensores proporcionen el mismo nivel de exposición. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que algunos sistemas están ajustados de forma que las cámaras laterales producen un valor mayor de exposición.
3. La interrupción de la irradiación en caso de seleccionar una combinación de cámaras puede venir determinada por la primera cámara que alcanza el valor de señal deseado o bien un promedio de las señales captadas por las cámaras seleccionadas. Analizar el comportamiento del CAE en función de los resultados obtenidos en esta prueba, y tenerlo en cuenta para seleccionar la combinación de referencia.
4. Debido al elevado número de combinaciones posibles en caso de disponer de 5 cámaras, seleccionar 7 combinaciones diferentes durante las pruebas de constancia, incluyendo siempre las de cada cámara individualmente. Durante las pruebas de referencia comprobar todas las combinaciones posibles.
5. En algunos sistemas no se puede modificar la ganancia relativa entre las diferentes cámaras, por lo que en caso de un mal funcionamiento deberán reemplazarse.
6. Hay que tener en cuenta que algunos fabricantes exigen para las imágenes de prueba exponer el receptor de imagen en su totalidad para entregar un valor válido del EI.

AJUSTE INICIAL DEL CAE, ESTABILIDAD DEL AJUSTE Y REPETIBILIDAD

Objetivo

Establecer un valor de kerma de referencia de partida en el receptor de imagen. Comprobar la repetibilidad del CAE y su estabilidad.

Material

Filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

1. Empleando la combinación de referencia de la prueba DX21. Homogeneidad entre las cámaras del CAE, repetir tres veces el mismo disparo para una proyección del menú anatómico y anotar el EI.
2. A partir del ajuste EI vs kerma obtenido en la prueba DX13 Verificación del EI, obtener el valor de kerma incidente en el receptor de imagen.
3. Anotar el valor de mAs o indicador PKA de cada exposición para monitorizar la emisión del equipo.
4. Estimar el coeficiente de variación para las exposiciones repetidas.
5. Calcular la variación del EI con respecto a la referencia obtenida en el estado de referencia.

Tolerancia

Ajuste inicial: Se propone, orientativamente, un kerma en aire incidente en el receptor de imagen en el intervalo 1,5-2,5 μGy para la calidad del haz RQA5, sensibilidad (speed-class) con valor 400, paso central del selector de señal, y la configuración de referencia de cámaras.

Estabilidad: Desviación del EI con respecto al estado de referencia $<10\%$.

Repetibilidad: Coeficiente de variación del EI $< 5\%$.

Observaciones

1. El ajuste de kerma inicial propuesto pretende servir como punto de partida para el proceso de optimización tanto en adultos como en pediatría.
2. Este ajuste debe ir acompañado de una validación de la calidad diagnóstica de la imagen por parte del responsable de los aspectos médicos del Programa de Garantía de Calidad de la Unidad Asistencial de Radiodiagnóstico o la persona en la que delegue, de acuerdo con la prueba DX26. Validación de la calidad de imagen clínica.
3. Para estabilidad, se deberán tener en cuenta las posibles variaciones de la pendiente de la función de calibración del EI entre el estado de referencia y las pruebas de constancia. Para pruebas de repetibilidad no es necesario.

CARACTERIZACIÓN DEL INCREMENTO DE SEÑAL POR PASO DEL SELECTOR

Objetivo

Comprobar el efecto que producen en el kerma de entrada en el receptor de imagen los diferentes selectores por pasos de los que dispone el CAE. Estos pueden ser selectores por pasos numéricos de espaciado fijo (positivo y negativo), selector de valor de kerma o selector de sensibilidad, entre otros.

Material

Filtro de 21 mm de Al-1100 o de 0,5 mm Cu + 1 mm Al-1100.

Frecuencia

Estado de referencia y tras cambios que afecten al ajuste del CAE.

Metodología

1. Seleccionar la combinación de cámaras utilizada como referencia en la prueba DX21. Homogeneidad entre las cámaras del CAE.
2. Adquirir una imagen en las condiciones de referencia (calidad del haz RQA5 y distancia de focalización de la rejilla) en cada una de las posiciones del selector disponibles.
3. Anotar el EI.
4. Anotar el valor de mAs o indicador PKA de cada exposición para monitorizar la emisión del equipo.
5. En función del tipo de selector:
 - a) Por pasos: obtener la diferencia en porcentaje de EI entre cada dos pasos sucesivos del selector
$$\left(\frac{IE_i}{IE_{i-1}} - 1 \right) \times 100$$
 - b) Selector de kerma: obtener el error relativo (expresado como porcentaje) entre el valor de kerma estimado a partir del EI para cada posición del selector con respecto al valor de kerma nominal indicado en el equipo.
 - c) Selector de sensibilidad: Calcular el error relativo entre el cociente de índices de exposición y el cociente de sensibilidades. Por ejemplo, en un selector que permita valores de 200, 400, 800, verificar que las relaciones de EI estén incluidas en el intervalo de tolerancias en torno a 0,5 para 200 y 2 para 800.

Tolerancia

Según especificaciones del fabricante.

Observaciones

Es importante caracterizar el funcionamiento de estos selectores tanto para introducir correcciones globales y de elemento de menú anatómico en el ajuste del CAE, como para comprobar su funcionamiento tras una recalibración.

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA DEL CAE FRENTE A DIFERENTES ESPESORES Y TENSIONES

Objetivo

Caracterizar la respuesta del CAE frente a diferentes combinaciones de kilovoltaje y espesor de paciente habituales, para mantener una calidad de imagen estable dentro del rango habitual en la práctica clínica.

En los equipos dedicados a pediatría habrá que tener en cuenta la diferencia que presentan los paneles planos en la respuesta espectral con respecto a las calidades típicas de adulto.

En caso de que el equipo sea de propósito general y siempre que sea posible, el ajuste último se realizará para los distintos elementos del menú anatómico.

Material

Láminas de PMMA de diversos espesores o láminas de aluminio.

Frecuencia

Estado de referencia y tras cambios que afecten al ajuste del CAE.

Metodología

1. En la tabla 2 se relacionan las combinaciones de kilovoltaje y espesores de PMMA recomendados por este grupo de trabajo para la realización de esta prueba considerando los rangos habituales en la práctica clínica. Los datos de equivalencia entre el PMMA y el Al están obtenidos del software generador de espectros SPEK-TR 3.0 y OEM SIEMENS SPECTRA SIMULATOR para las técnicas de las proyecciones más habituales considerando la CHR, energía promedio y superposición de espectros:

Tabla 2: Combinaciones kV-espesor de filtro para caracterizar el CAE

kV	Espesor PMMA (cm)	Espesor Al (mm)
60	10	5,5
70	10	5,5
70	20	11,0
80	20	13,0
80	25	16,0
90	20	13,0
100	15	10,0
100	20	13,0
120	15	11,0

2. Para cada combinación kV-espesor de PMMA o kV-espesor de Aluminio aproximadas, obtener una imagen y anotar el valor del EI como referencia que facilite la evaluación de los posibles cambios en la prueba DX25.

Opcionalmente, se puede caracterizar las funciones de ajuste EI vs kerma en condiciones de función de calibración del EI:

- a) Para obtener estas funciones de ajuste se recomienda utilizar la geometría y el método detallados en la prueba DX13 de Verificación del EI. En aquellos equipos, cuyo EI o indicador de dosis sea lineal con respecto al kerma incidente es suficiente realizar una única exposición que produzca el kerma inicial de ajuste

propuesto en la prueba DX22. Ajuste inicial del CAE, estabilidad del ajuste y repetibilidad para cada combinación de kV-espesor del filtro.

b) En caso de que el receptor de imagen no sea extraíble, se remite a las observaciones de la prueba DX13. Verificación del EI.

c) Obtener la pendiente m (EI/kerma) para cada combinación.

Tolerancia

No se establecen tolerancias.

Observaciones

1. Para conseguir resultados repetibles cuando se usa el EI como parámetro de control se recomienda colocar el PMMA de manera que el haz de radiación cubra uniformemente todo el receptor de imagen. De esta manera evitamos problemas en la obtención del parámetro estadístico del valor de píxel.
2. En caso de que los atenuadores de PMMA no cubran por completo el receptor de imagen, se debe conocer la respuesta del EI que indica el equipo teniendo en cuenta las variaciones que puede presentar para distintas proyecciones anatómicas y áreas de la imagen empleadas en la obtención del EI. En las pruebas de aceptación se debe verificar, empleando el VMP y la función de calibración del EI, que el equipo entrega el EI de forma adecuada (en caso de respuesta lineal:

$$IE=100 \cdot \frac{VMP-b}{a} \quad [15]$$

y en el caso de respuesta logarítmica:

$$IE=100 \cdot \exp \left(\frac{VMP-b}{a} \right) \quad [16]$$

donde a y b son los parámetros de ajuste de la función de calibración del EI.

3. Se recomienda emplear láminas de PMMA para la caracterización inicial del CAE. Los espesores de aluminio propuestos pretenden reproducir de forma cualitativa los espectros obtenidos con PMMA (ver tabla 2).

CONSTANCIA DE LA EXPOSICIÓN DEL MENÚ ANATÓMICO

Objetivo

Verificar la constancia de la exposición en los elementos significativos del menú anatómico una vez validado el ajuste inicial de la calidad de imagen por parte del especialista en radiodiagnóstico en la prueba "DX26. Validación de la calidad de imagen clínica".

Material

Láminas de PMMA o filtros de aluminio o cobre.

Frecuencia

Estado de referencia y tras ajuste de la calidad de imagen requerido por el especialista en radiodiagnóstico.

Metodología

1. Se trata de mantener una referencia para la repetibilidad a largo plazo. Para las proyecciones de interés del informe Radiation Protection 180 "Medical Radiation Exposure of the European Population", en cada estativo (pared o mesa) realizar disparos con CAE empleando los espesores de PMMA estándar (AAPM 31 o equivalentes, reflejados en la tabla 3) de cada proyección. Manteniendo las condiciones de exposición, verificar la repetibilidad de los resultados.
2. Para conseguir resultados repetibles cuando se usa el EI como parámetro de control se recomienda colocar el PMMA de manera que el haz de radiación cubra uniformemente todo el receptor de imagen. De esta manera evitamos problemas en la obtención del parámetro estadístico del valor de píxel. En cualquier caso, si el especialista en radiofísica hospitalaria conoce el comportamiento del sistema y controla la repetibilidad del EI, puede colocar el PMMA sobre la mesa o en contacto con el estativo mural.
3. En la tabla 3 se proponen los espesores de PMMA adaptados del Informe del TG31 de la AAPM para las proyecciones más habituales:

Tabla 3: Espesores de PMMA equivalente para 80 kV basados en el TG31 de la AAPM (comunicación interna S. Miquelez y J. Hernandez)

Proyección	Combinación de espesores de PMMA (cm) / Aluminio (mm)	Espesor equivalente de PMMA (cm)
Abdomen	18,0 / 4,5	21,0
Cadera	18,0 / 4,5	21,0
Columna cervical	5,0 / 4,5	8,5
Columna dorsal	10,0 / 4,5	13,5
Columna lumbo-sacra	18,0 / 4,5	21,0
Cráneo	15,0 / 3,0	18,0
Tórax AP/PA	10,0 / 3,0	12,0
Pelvis	18,0 / 4,5	21,0
Rodilla	5,0 / 2,0	7,5
Extremidades	5,0 / 2,0	7,5

4. Obtener el porcentaje de variación del EI con respecto al valor de referencia para cada elemento del menú anatómico considerado.

Tolerancia

Desviación del IE respecto al valor de referencia: $< \pm 10\%$.

Observaciones:

1. Para comprobar la estabilidad a largo plazo, se deberán comparar los cocientes E_i /pendiente de la función de calibración obtenidos en las pruebas de estado y en la prueba de constancia y, en su caso, aplicar la corrección oportuna al calcular el kerma incidente.
2. Para obtener el espesor equivalente de PMMA se ha utilizado la siguiente expresión:

$$E_{eq} (cm PMMA) = -0.0511 \cdot x^2 + 3.7034 \cdot x + 1.6635 \quad [17]$$

donde x es el espesor de Al expresado en cm.

VALIDACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN CLÍNICA

Objetivo

Ajustar la calidad de la imagen de acuerdo con unos estándares diagnósticos.

Material

Al menos 10 imágenes de las exploraciones de pacientes más representativas de cada estativo de entre las siguientes:

1. Tórax PA y Lateral.
2. Cráneo PA y Lateral.
3. Columna Lumbar AP/PA y Lateral.
4. Pelvis AP.
5. Abdomen AP, sin y con contraste.
6. Aparato urinario.

Frecuencia

Estado de referencia y tras la realización de cambios o ajustes que afecten a la calidad de imagen.

Constancia o según lo indicado en el Programa de Garantía de Calidad (PGC).

Metodología

Durante varias semanas (entre 1 y 4) después de la instalación del equipo se evaluarán al menos 10 exploraciones correspondientes a paciente estándar, adquiridas con el menú anatómico adecuado y CAE.

La evaluación se realizará en estaciones de trabajo y en condiciones de visualización adecuadas para el diagnóstico.

El responsable de los aspectos médicos del PGC de la unidad asistencial de Radiodiagnóstico o la persona en la que delegue será el encargado de realizar las evaluaciones y refrendar el informe.

Se emitirá un informe que concluirá si las imágenes son APTAS para el diagnóstico indicando las causas de rechazo. En caso de no serlo, el especialista en radiodiagnóstico responsable establecerá junto con el técnico de la casa suministradora, los cambios necesarios en el menú de adquisición-postprocesado para que las imágenes sean APTAS.

Como mínimo se evaluarán las proyecciones, con correspondientes criterios de calidad, que se enumeran a continuación:

1. TORAX PA y LAT

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta.

• Criterios de imagen

1. Visualización detallada del patrón vascular en todo el pulmón, especialmente los vasos periféricos.
2. Visualización detallada de:
 - a) La tráquea y los bronquios principales.
 - b) Los contornos cardíaco y aórtico.
 - c) Los diafragmas y los ángulos costofrénicos laterales.
3. Visualización del parénquima pulmonar retrocardíaco, del mediastino y de la columna a través del corazón (en AP) y de borde posterior del corazón, la aorta, mediastino, diafragma, esternón y columna dorsal (en lateral).

• Detalles importantes de la imagen

1. Pequeños nódulos bien definidos en todo el pulmón, incluidas las áreas retrocardíacas:
 - Alto contraste: 0,7 mm de diámetro.
 - Bajo contraste: 2 mm de diámetro.
2. Detalles lineales y reticulares fuera de los campos periféricos:
 - Alto contraste: 0,3 mm de espesor.
 - Bajo contraste: 2 mm de espesor.

2. CRÁNEO PA (*) Y LATERAL (o en AP si no es posible la PA)

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta.

- **Criterios de imagen**

1. Visualización definida de los senos frontales, celdas etmoidales, punta del peñasco y conductos auditivos internos.
2. Buena definición de las tablas interna y externa de la bóveda craneal.
3. Reproducción nítida de los surcos vasculares, el vértex y la estructura trabecular del cráneo (en lateral).

- **Detalles importantes de la imagen:**

0,3-0,5 mm

3. COLUMNA LUMBAR AP/PA Y LATERAL:

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta.

- **Criterios de imagen**

1. Reproducción nítida, como una sola línea, de los platillos superior e inferior de la vértebra central.
2. Una única imagen en el borde posterior vertebral (lateral).
3. Correcta visualización de los pedículos (AP o PA).
4. Visualización de las articulaciones intervertebrales.
5. Visualización de la apófisis espinosas y transversas.
6. Reproducción nítida de la cortical y la estructura trabecular.
7. Visualización de las partes blandas adyacentes, especialmente de los contornos del psoas (AP o PA).
8. Reproducción de las articulaciones sacroilíacas (AP o PA).

- **Detalles importantes de la imagen:**

0,3-0,5 mm

4. PELVIS

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta:

- **Criterios de imagen**

1. Visualización detallada del sacro y los agujeros de conjunción.
2. Reproducción correcta de la cortical y la esponjosa de los trocánteres.

- **Detalles importantes de la imagen:**

0,5 mm

5. ABDOMEN AP (Estudio simple o previo a la administración de contraste)

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta.

- **Criterios de imagen**

1. Visualización de los contornos renales.
2. Visualización de los contornos del psoas.

3. Correcta reproducción de los huesos.

• **Detalles importantes de la imagen:**

1 mm

6. APARATO URINARIO

Exploración realizada en el encuadre anatómico y posición correcta.

• **Criterios de imagen**

1. Los criterios se refieren a una serie de radiografías realizadas después de la administración de contraste y con una secuencia que depende del tipo de paciente.
2. Aumento de densidad del parénquima (efecto nefrográfico).
3. Correcta visualización de la pelvis renal y de los cálices.
4. Visualización de la unión pieloureteral y de todo el trayecto de los uréteres.
5. Reproducción de toda el área vesical.

• **Detalles importantes de la imagen:**

Detalles caliciales: 0,3 mm.

Calcificaciones: 1 mm.

Tolerancia

El 90% de las imágenes evaluadas para cada menú anatómico cumplirá los criterios de calidad de imagen establecidos.

Observaciones:

Si el especialista en radiodiagnóstico responsable decide que el ajuste actual de calidad de imagen no proporciona unos resultados adecuados, se deberá optimizar el proceso aplicando las medidas correctivas adecuadas y se deberá volver a validar la calidad de imagen.

CONSTANCIA DE LA CALIDAD DE IMAGEN TÉCNICA DEL MENÚ ANATÓMICO

Objetivo

Verificar la constancia de la calidad de imagen en los elementos significativos del menú anatómico una vez validado el ajuste inicial de la calidad de imagen por parte del especialista en radiodiagnóstico en la prueba "DX26. Validación de la imagen clínica".

Material

Láminas de PMMA y maniquí de calidad de imagen o una lámina de 2 mm de AL.

Frecuencia

Estado de referencia y tras ajuste de la calidad de imagen o de la dosis.

Metodología

1. Seleccionar para cada estativo, en función de la frecuencia de uso, al menos dos elementos del menú anatómico, de los referenciados en la tabla 3 (preferiblemente tórax y abdomen).
2. Intercalar el maniquí de imagen (CDRAD, TO20 o equivalentes o la lámina de 2 mm de espesor de Al) entre láminas de PMMA, hasta conseguir el espesor de referencia siguiendo los valores de la Tabla 3. Conservar la geometría de adquisición para futuros controles.
3. Adquirir con la configuración establecida para el elemento del menú anatómico correspondiente entre 3 y 5 exposiciones.
4. Exportar en formato FOR PRESENTATION para su posterior análisis.
5. Obtener los valores de IQF cuando sea posible. En caso contrario obtener el contraste local para el disco más representativo del maniquí utilizado o para el objeto de 2 mm de espesor de Al. El contraste local se define como:

$$C = \frac{|VMP_O - VMP_F|}{VMP_F} \quad [18]$$

donde VMP_O y VMP_F corresponden a los valores medios de píxel en el objeto y el fondo respectivamente. Tomar referencias para discos de otros tamaños cuando sea posible.

Tolerancia

Variación del Índice de calidad de imagen (IQF) inferior al 15% del valor de referencia.

Variación del contraste obtenido para el disco de referencia o para la lámina de 2 mm de Al inferior al 20%.

Observaciones

1. El análisis de las imágenes se realizará preferiblemente con software informático, pudiendo evaluarse por observadores humanos en caso de no disponer de él. Dependiendo de los espesores de PMMA, algunos programas informáticos no son capaces de desarrollar correctamente la tarea por lo que, en este caso y en el de no tener un maniquí para la obtención de la curva de tamaño de detalle – contraste umbral, se sugiere la puntuación por humano o como mínimo la obtención del contraste local.
2. Para incluir en esta prueba el efecto del postprocesado de imagen además de los aspectos relacionados con el ajuste del CAE y la configuración del menú anatómico, se evaluarán imágenes FOR PRESENTATION.

OBTENCIÓN DEL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN OBJETIVO (EI) PARA LAS PROYECCIONES DE REFERENCIA

Objetivo

Obtener el valor del EI objetivo para las proyecciones de interés en cada sistema, de manera que el Índice de Desviación (ID) sea consistente en cada tarea.

Material

Sistema de gestión de dosis, sistema RIS/PACS o bien el propio equipo de rayos X.

Frecuencia

Estado de referencia, tras cambios que afecten al ajuste del CAE o al menú anatómico.

Metodología

1. Seleccionar para su análisis un mínimo de 50 casos representativos de paciente estándar por cada proyección, obtenidos con exposimetría automática utilizando la técnica adecuada. Según la disponibilidad, los datos se pueden obtener del sistema de registro de indicadores de dosis, del sistema RIS/PACS o bien del propio equipo. Obtener la mediana del EI y establecer este valor como EI objetivo.
2. En función del uso de cada estativo, seleccionar como mínimo las proyecciones más frecuentes de la lista del informe RP 180 Medical Radiation Exposure of the European Population, Part 1 & Part 2 para radiografía simple.

Tabla 4: Proyecciones de radiografía simple registradas en el informe Radiation Protection 180 (EC)

Proyecciones
Abdomen
Cadera
Columna cervical AP / Columna cervical LAT
Columna dorsal AP / Columna dorsal LAT
Columna lumbar AP / Columna lumbar LAT
Cráneo AP / Cráneo LAT
Tórax PA / Tórax LAT
Pelvis

Tolerancia

No se establecen tolerancias.

Observaciones

Antes de proceder al registro de los valores del EI un especialista en radiodiagnóstico debe haber validado la calidad de imagen de las diferentes proyecciones según "DX26. Validación de la calidad de imagen clínica".

OBTENCIÓN DE VALORES TÍPICOS PARA LOS INDICADORES DE DOSIS

Objetivo

Obtener el valor de los indicadores de dosis para las proyecciones de interés en cada sistema.

Material

Sistema de gestión de dosis, sistema RIS/PACS o bien el propio equipo de rayos X.

Frecuencia

Estado de referencia y tras cambios que afecten al ajuste del CAE o al menú anatómico.

Metodología

1. Seleccionar para su análisis un mínimo de 50 casos representativos de paciente estándar por cada proyección, obtenidos con exposimetría automática utilizando la técnica adecuada. Según la disponibilidad, los datos se pueden obtener del sistema de registro de indicadores de dosis, del sistema RIS/PACS o bien del propio equipo.
2. Seleccionar como mínimo las proyecciones de radiografía simple más frecuentes en la sala de las reflejadas en la Tabla 4.
3. En caso de utilizar el indicador *dosis en superficie de entrada (ESD)*, registrar los datos necesarios para efectuar su cálculo. Utilizar los valores medidos en la prueba DX09.
4. En caso de utilizar el indicador de *dosis producto dosis-área (DAP)*, registrar su valor para cada proyección y efectuar las correcciones oportunas en las medidas de la cámara de transmisión en función de la calidad del haz.
5. Obtener la mediana para el indicador de dosis elegido para cada proyección.
6. Comparar los valores obtenidos con los niveles de referencia para diagnóstico (DRL) establecidos a nivel regional, nacional o local para las proyecciones consideradas.

Tolerancia

La mediana de los valores obtenidos para cada proyección no debe superar los DRL ni presentar valores anormalmente bajos que pudieran comprometer la calidad de imagen.

Observaciones

La metodología de cálculo de la ESD requiere conocer el tamaño del campo de radiación en la superficie de entrada del paciente y la distancia del foco emisor a la misma.

En caso de superarse un DRL, y tras descartar posibles fallos en el funcionamiento del equipo, se deberán optimizar los parámetros técnicos del protocolo de adquisición.

Se recomienda prescindir de los valores de los indicadores dosimétricos inferiores al 5% y superiores al 95% de la función de distribución para eliminar del análisis los valores atípicos y los datos con errores manifiestos (ICRP 135).

EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA

Objetivo

Evaluar la distorsión en los planos reconstruidos (distorsión x-y) para comprobar si existen problemas de escala.

Material

Maniquí de esferas de aluminio y láminas de PMMA.

Frecuencia

Estado de referencia y constancia.

Metodología

Adquisición

1. Colocar el maniquí de esferas entre planchas de PMMA a 2 alturas diferentes (por ejemplo 8 y 12 cm) de manera que el espesor total sea siempre de 15 cm.
2. Para el estado de referencia se realizará una adquisición con el mínimo kilovoltaje posible para obtener una imagen adecuada de las esferas en cada uno de los estativos con licencia. Se utilizará la misma técnica en las pruebas de constancia.
3. Una vez realizada la adquisición se inspecciona visualmente cuál es la imagen del plano focal.

Análisis

1. Se analizan las imágenes reconstruidas.
2. El análisis para la distorsión geométrica se puede realizar con *software* específico y sirve para ver si existe algún tipo de distorsión o inexactitud de escala en los planos focales.
3. Se determina el plano reconstruido en que se encuentra cada esfera y la separación entre esferas en las direcciones x e y del plano reconstruido. Esta información puede ser usada para comprobar si los planos están inclinados o no con respecto a la superficie del estativo.
4. Cuando se obtiene esta imagen, se mide la distancia entre puntos consecutivos del maniquí. Esta distancia depende del maniquí utilizado.

Tolerancia

Diferencia entre la separación real entre esferas y la separación de estas en la imagen inferior al 5%.

Observaciones

Para el análisis se puede utilizar el plugin de ImageJ realizado por el "National Coordinating Centre for the Physics of Mammography" (NCCPM).

Los resultados que muestra para cada esfera son:

- FWHM para los ejes X e Y en mm de los planos de mejor focalización.
- El número de corte mejor focalizado.
- Coordenadas X e Y de la esfera en píxeles.
- Valor medio de píxel del fondo alrededor de la esfera en el plano mejor focalizado.

Después de obtener estos resultados el programa permite hacer otro análisis del que se obtiene:

- Distancia media entre esferas en columnas y filas adyacentes (separación en X e Y) en píxeles.
- Porcentaje máximo de desviación de estas distancias medias.
- Valor medio del número de corte para cada esfera.
- Desviación máxima en el número de corte.

Los datos actuales para fijar las tolerancias son actualmente muy limitados. Es de prever que en un futuro próximo se disponga de valores típicos de otros modelos de equipos y fabricantes. Las tolerancias propuestas se irán actualizando conforme se adquiera experiencia.

COMPROBACIÓN DE LA ESTABILIDAD DEL SISTEMA. FUNCIONAMIENTO DEL CAE Y CALIDAD DE IMAGEN

Objetivo

Verificar la reproducibilidad temporal del sistema

Material

Láminas de metacrilato y maniquí de tamaño de detalle - contraste

Frecuencia

Estado de referencia y constancia

Metodología

Adquisición

1. Colocar el maniquí a mitad de altura entre planchas de PMMA representativas (por ejemplo 8 y 12 cm).
2. Realizar 5 adquisiciones independientes para cada una de las configuraciones de manera que el CAE intervenga en todas las adquisiciones.

Análisis

Para cada una de las configuraciones verificar:

1. Constancia del kV respecto a los valores de referencia.
2. Reproducibilidad de los mAs.

3. Calidad de imagen mediante evaluación visual del maniquí de tamaño de detalle contraste. Para la evaluación de la constancia deberá conservarse la imagen original y se realizará un análisis visual comparativo entre la imagen obtenida y la original.

Tolerancia

Reproducibilidad en los mAs: $\pm 10\%$

Calidad de imagen en pruebas de constancia:

Variación del IQF inverso con respecto al valor de referencia inferior al 15%.

Variación del umbral de sensibilidad para cada uno de los discos inferior al 15%.

El módulo se complementa con 4 anexos:

El anexo I incluye algunas aplicaciones para análisis de imágenes y generación de espectros.

El anexo II incluye el procedimiento a seguir para la obtención de imágenes con el mínimo procesado para algunos sistemas que esperamos sean útiles para los usuarios de este módulo. Deberá contactarse con los servicios técnicos para que den indicaciones de cómo proceder para los equipos no contemplados en los ejemplos incluidos.

El anexo III incluye un glosario de términos utilizados en este módulo.

Por último, el anexo IV incluye bibliografía que se ha utilizado para el desarrollo de este módulo.

1 ImageJ

1.1. DESCRIPCIÓN

ImageJ (Image Processing and Analysis in Java) es un programa de descarga libre. Su autor es Wayne Rasband del *Research Services Branch, National Institute of Mental Health* (Bethesda, Maryland, EEUU).

Permite visualizar, editar, analizar, procesar, guardar e imprimir imágenes de 8, 16 y 32 bits en los formatos más comunes. Puede medir distancias y ángulos y calcular el valor de píxel y estadísticas en un área definida por el usuario.

1.2 DESCARGA

<https://imagej.net>

1.3 REFERENCIA

<https://imagej.net/docs/index.html>

1.4 ALGUNAS HERRAMIENTAS EXPLICADAS

1. Menú "File", submenú "Import", "Image Sequence" nos permite cargar varias imágenes. Para ello, elegimos el directorio donde estén guardadas las imágenes y abrimos una para que el programa tome el nombre del directorio. A continuación, nos saldrá un menú de opciones. Indicamos el número de imágenes que queremos incluir y marcamos "Use Virtual Stack".
2. Menú "Image", "Show info" nos permite ver los contenidos de la cabecera DICOM.
3. Menú "Image", submenú "Adjust", "Brightness/Contrast" permite ajustar el brillo y contraste de la imagen y "Window/Level" permite ajustar los niveles de ventana y nivel de la imagen.
4. Icono "Rectangular selections" permite definir una ROI. Para ello, pinchamos en un punto de la imagen y arrastramos el ratón manteniendo pulsado el botón izquierdo hasta otro punto de la imagen. La ROI así creada estará definida por los valores (x,y) que son las coordenadas del vértice superior izquierdo y (w,h) que son el ancho y alto del rectángulo.
5. Menú "Analyze", "Histogram" (Ctrl+H) presenta un histograma de la ROI marcada.
6. Menú "Analyze", "Measure" nos permite medir algunos parámetros de la ROI seleccionada (valor medio, desviación estándar, etc)
7. Menú "Analyze", "Set measurements" nos permite seleccionar los valores que queremos medir.

2. PLUGING ImageJ COQ

2.1 DESCRIPCIÓN

COQ es un software de descarga libre desarrollado en la universidad de Bolonia para la caracterización física y los controles de calidad de los detectores digitales.

2.2 DESCARGA

http://www.medphys.it/down_dqe.htm (requiere registro).

Para su instalación basta colocar el fichero COQ_.jar descargado en el directorio de *plugins de ImageJ*. Alternativamente podemos utilizar la opción del menú "Plugins", "Install" que nos abrirá un navegador de archivos en el que buscar el fichero COQ_.jar y seleccionarlo.

2.3 REFERENCIA

[Donini et al, 2014]

2.4 FUNCIÓN DE CONVERSIÓN

1. Tras iniciar el plugin COQ
2. Pulsar el botón “config” que abrirá la configuración de preferencias. Marcar “Open multiple files” on. Opcionalmente definir el tamaño de la ROI de análisis en “Magic ROI”.
3. Abrimos todas las imágenes. Para ello usaremos el botón “open” y seleccionaremos en el explorador de ficheros la ruta y todos los ficheros que queremos abrir simultáneamente.
4. En el “panel de Inicio” elegimos “Radiography” y “DR”.
5. A continuación, pulsamos “Response curve”.
6. Definimos el área de análisis (o pulsamos “Magic ROI” si lo hemos definido anteriormente). Colocaremos esta ROI centrada sobre la imagen.
7. Pulsamos “Calculate” y se abre una nueva ventana en la que nos pide el kerma en aire (en μGy) para cada una de las imágenes (es recomendable que esta información esté presente en el nombre del fichero) y la forma de la función de conversión (¡Ojo con la ordenación de los ficheros!).
8. Al pulsar “OK” el plugin calcula la función de conversión del detector y nos presenta los datos que se pueden archivar en un fichero con formato csv.

2.5 MTF_{pre}

1. Cerramos las imágenes anteriormente usadas en el plugin COQ
2. Abrir imagen del borde
3. En el “panel de Inicio” elegimos “Radiography” y “DR”.
4. A continuación, pulsamos “DQE” y “MTF”.
5. Si se ha calculado anteriormente la función de conversión, el botón de opción situado al lado del botón “Magic ROI” con la forma de la ecuación de la curva de conversión estará activo, lo que significa que COQ trabaja con las imágenes linealizadas. En caso contrario tendremos que activar/seleccionar el botón de opción “custom”.
6. Definimos el área de análisis (o pulsamos “Magic ROI” si lo hemos definido anteriormente). Colocaremos esta ROI de tal forma que contenga el borde a analizar.
7. Elegir Ver. Edge / Hor. Edge en función de la orientación del borde en la imagen. Si el botón de opción “custom” está seleccionado, se nos solicitará un archivo csv con la forma de la función respuesta o la ecuación de la misma.
8. Aparece un cuadro de diálogo donde introduciremos el tamaño de píxel, el tamaño de subpíxel (por defecto, COQ sobremuestrea con un factor 10) y la longitud del perfil (se

recomienda 2048) y si corrige las frecuencias espaciales por la angulación del borde (activar "Yes").

9. Al pulsar "OK" el plugin calcula la MTF, lista los valores hasta la frecuencia de Nyquist y los representa en una gráfica. Podemos exportar los resultados a un fichero csv.

2.6 NNPS

1. Cerramos las imágenes anteriormente usadas en el plugin COQ.
2. Abrir las imágenes a analizar.
3. Si se ha calculado anteriormente la función de conversión, el botón de opción situado al lado del botón "Magic ROI" con la forma de la ecuación de la curva de conversión, estará activo, lo que significa que COQ trabaja con las imágenes linealizadas. En caso contrario tendremos que activar/seleccionar el botón de opción "custom".
4. Definimos el área de análisis (o pulsamos "Magic ROI" si lo hemos definido anteriormente). Colocaremos esta ROI centrada sobre la imagen.
5. En el "panel de Inicio" elegimos "Radiography" y "DR".
6. A continuación, pulsamos "DQE" y "NNPS".

Si el botón de opción "custom" está seleccionado, se nos solicitará un archivo csv con la forma de la función conversión o la ecuación de la misma.

7. Aparece un cuadro de diálogo donde introduciremos el tamaño de píxel, el tamaño de ROI (128), número de líneas para omitir en el cálculo (1) y número de líneas para el cálculo (7). Opcionalmente se puede activar que muestre una gráfica en niveles de gris de la NNPS.
8. Al pulsar "OK" aparece un nuevo cuadro de diálogo. Los datos solicitados no se utilizan para determinar la NNPS, solo si se calcula la DQE, pero conviene introducirlos porque se muestran en los resultados.
9. Al pulsar "OK" el plugin lista la NNPS hasta la frecuencia de Nyquist en los ejes vertical, horizontal y promedio radial. La función que se representa en la gráfica se puede elegir en la configuración de las preferencias del plugin. Podemos exportar los resultados a un fichero cvs.

2.7 UNIFORMIDAD

1. Cerramos las imágenes anteriormente usadas en el plugin COQ
2. Abrir la imagen de uniformidad.
3. En el "panel de Inicio" elegimos "Radiography" y "DR".
4. A continuación, pulsamos "Uniformity".
5. Si se ha calculado anteriormente la función de conversión, el botón de opción situado

al lado del botón “Magic ROI” con la forma de la ecuación de la curva de conversión, estará activo, lo que significa que COQ trabaja con las imágenes linealizadas. En caso contrario tendremos que activar/seleccioar el botón de opción “custom”.

6. Pulsamos “Calculate”. Si el botón de opción “custom” está seleccionado, se nos solicitará un archivo csv con la forma de la función conversión o la ecuación de la misma.
7. Al pulsar “OK” el plugin calcula, entre otros parámetros, UG y UL, según las expresiones:

$$UG = \frac{MAX(VMP_{ij}) - MIN(VMP_{ij})}{(MAX(VMP_{ij}) + MIN(VMP_{ij}))/2} \quad UL = MAX\left(\frac{MAX |VMP_{ij} - VMP_{i\pm 1, j\pm 1}|}{VMP_{ij}}\right)$$

donde VMP_{ij} es el valor medio del pixel en una ROI i,j de 30 mm x 30 mm que se desplaza por toda la imagen.

8. Estas ecuaciones no son exactamente las definidas en la prueba de Uniformidad del módulo, aunque dan valores similares en la mayoría de casos.

3. CDRAD PHANTOM ANALYZER

3.1 DESCRIPCIÓN

CDRAD phantom Analyzer (Software for assisting to perform the reading of CDRAD images with human observers and with automatic reading) es un software desarrollado por el Departamento de Física (sección de imagen médica) de la Universidad de Bolonia

3.2 DESCARGA

https://www.medphys.it/down_cdrad.htm

Software gratuito, aunque requiere registro mediante nombre de usuario y correo electrónico. Se envía una contraseña al correo suministrado para poder proceder a la descarga.

3.3 REFERENCIA

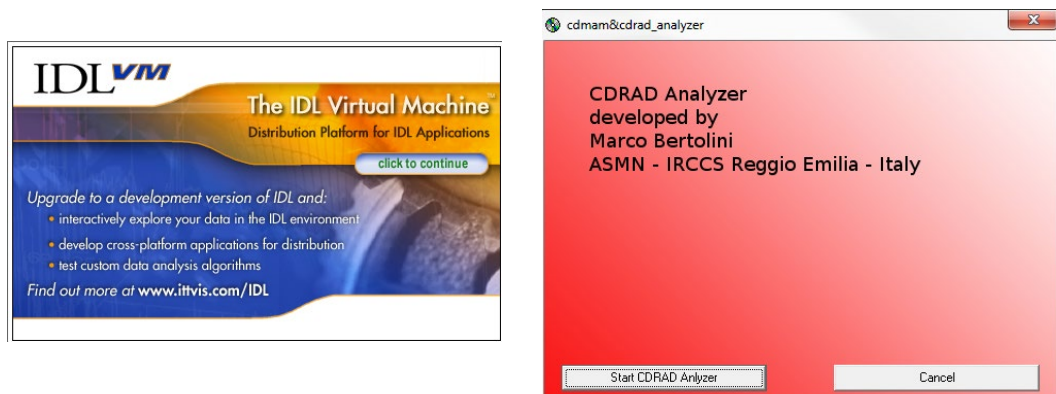
www.medphys.it

“Application of QC_DR Software for Acceptance Testing and Routine Quality Control of Direct Digital Radiography Systems: Initial Experiences using the Italian Association of Physicist in Medicine Quality Control Protocol”, J Digit Imaging (2009) Doi: 10.1007/s10278-008-9150-z (Obtención de las curvas Contraste – Tamaño del detalle)

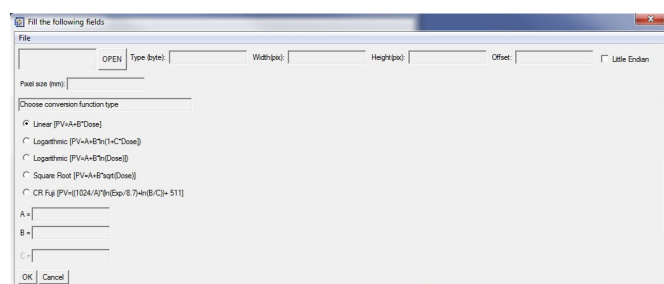
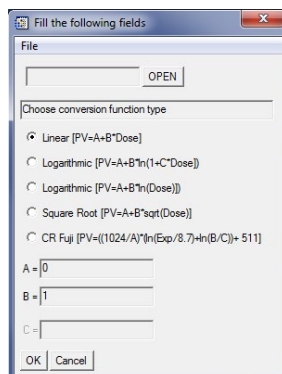
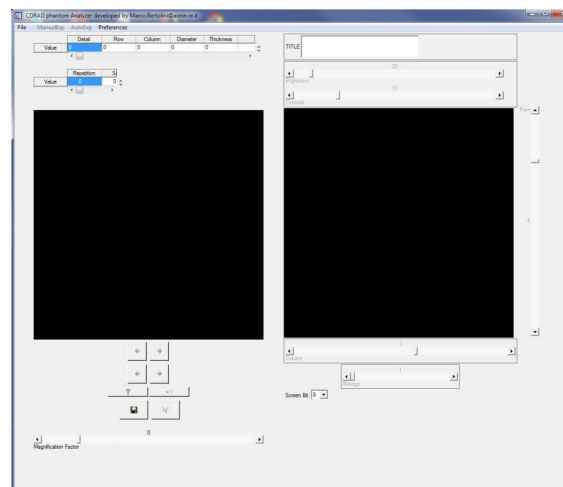
3.4 UTILIZACIÓN

1. El software no requiere instalación y funciona en la plataforma de distribución de aplicaciones para programas en Lenguaje de definición de interfaz: *IDL Virtual Machine*.

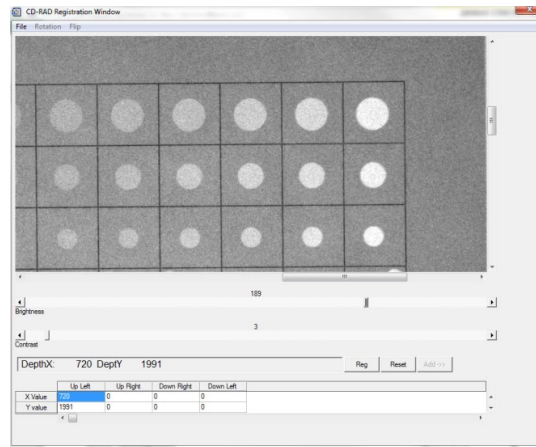
2. Su interfaz se muestra a continuación.



3. Permite importar imágenes en formato DICOM y también *.RAW (introduciendo profundidad de bits, tamaño de matriz, offset, tamaño de píxel y el tipo de representación *little o big endian*).
4. Antes de proceder al análisis se introduce la función de conversión del receptor de imagen, seleccionando uno de los 5 tipos de funciones preestablecidos que pueden verse a continuación.

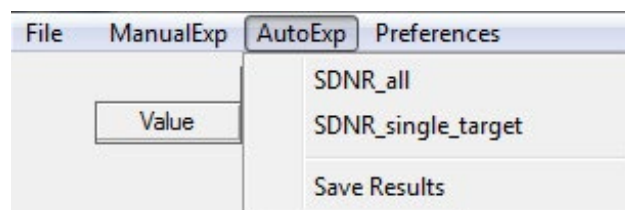


- El siguiente paso consiste en registrar la posición del maniquí señalando cada una de las 4 esquinas según el orden indicado en el manual del software (partiendo de la esquina superior izquierda y en sentido horario). En caso de no haber adquirido la imagen en la orientación correcta es posible realizar rotaciones e inversiones de la misma.

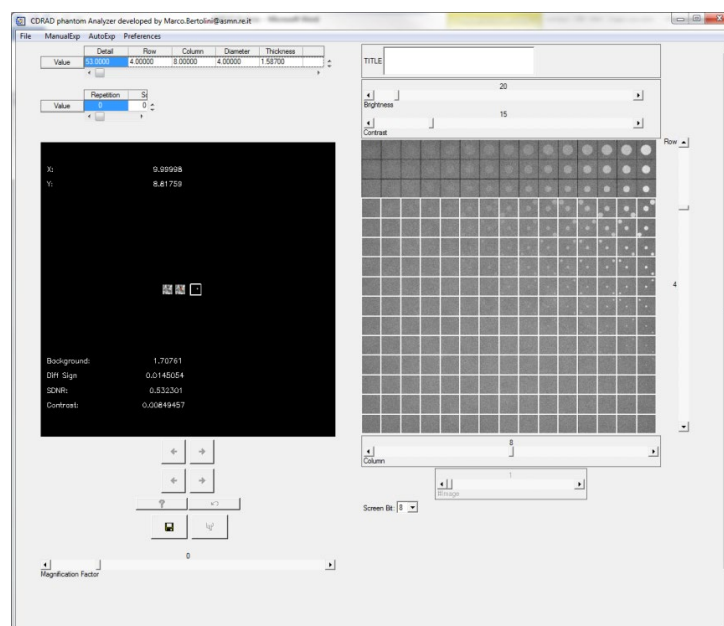


- El software permite analizar automáticamente un único objeto o el maniquí completo (para objetos de 4 mm de diámetro e inferiores) mediante las opciones:

AutoExp → *SDNR_all* o bien *AutoExp* → *SDNR_single target*



En la siguiente imagen se muestra la pantalla tras completar el análisis.



AutoExp $\rightarrow$ Save Results

[illegible]

Los resultados que calcula para esta modalidad de análisis son el porcentaje de observaciones correctas y el umbral de detectabilidad.

4. GENERADOR DE ESPECTROS (Boone)

4.1 DESCRIPCIÓN

Software para generación de espectros de haces de rayos X

4.2 ACCESO

<https://bps.healthcare.siemens-healthineers.com/booneweb/index.html>

4.3 UTILIZACIÓN

Se describe a continuación el procedimiento para obtener espectros, filtrados con PMMA y Al, equivalentes en la dirección web detallada anteriormente. Una vez se accede a ella aparece la siguiente imagen

Mammography **Radiography**

Anode material: Tungsten

Peak tube voltage: 70 30 ... 140 kV

Relative voltage ripple: 0 0.0 ... 1.00

The default value for the air kerma of the initial spectrum is 1 mGy. The final air kerma can be defined later.

Calculate Initial Spectrum

Para el kV deseado con ánodo de tungsteno Pulsamos “Calculate Initial Spectrum”

Anode material: kV

Peak tube voltage: kV

Final air kerma: 1 mGy

Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities	
material	thickness / mm	mass density / (g/cm ³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm ² * nGy	photon fluence * mm ²	air kerma / mGy

Elements: OR Compounds: Thickness: mm Add Filter

Excel Export Spectrum as CSV

Seleccionamos en elementos Al 2.28 mm para obtener un haz de 70 kV filtrado con dos mm de Al con HVL = 3.003 mm. Si los datos de nuestro control no coinciden podemos variar el espesor de Al hasta obtener un valor de HVL más aproximado.

En cualquier caso, las equivalencias entre espesores de PMMA y Al obtenidas son una buena aproximación para el rango de HVL que se obtiene en los diferentes equipos de grafía.

Anode material: Tungsten											
Peak tube voltage: 70 kV											
Final air kerma: 1 mGy											
Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities		
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy	
						37.376	1.743	13.976	3.225e+7	2.307	
- Beryllium	2	1.848	0.937	0.939	0.930	37.473	1.765	14.075	3.021e+7	2.146	
- Aluminum	2	2.699	0.611	0.673	0.466	41.302	2.894	18.457	1.846e+7	1	

A continuación, mostramos el ejemplo de cómo obtener en este equipo el equivalente espectral en Al de un haz de 70 kV filtrado con 10 cm de PMMA.

Añadimos los 10 cm de PMMA

Anode material: Tungsten											
Peak tube voltage: 70 kV											
Final air kerma: 1 mGy											
Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities		
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy	
						37.376	1.743	13.976	7.252e+8	51.892	
- Beryllium	2	1.848	0.937	0.939	0.930	37.473	1.765	14.075	6.794e+8	48.268	
- Aluminum	2	2.699	0.611	0.673	0.466	41.302	2.894	18.457	4.151e+8	22.491	
- Polymethyl-PMMA	100	1.19	0.058	0.066	0.044	46.651	4.691	24.138	2.414e+7	1	

Comenzamos el tanteo sustituyen PMMA por Al. Comenzamos con 5 mm de Al

Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities		
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy	
						37.376	1.743	13.976	9.538e+7	6.825	
- Beryllium	2	1.848	0.937	0.939	0.930	37.473	1.765	14.075	8.935e+7	6.348	
- Aluminum	2	2.699	0.611	0.673	0.466	41.302	2.894	18.457	5.459e+7	2.958	
- Aluminum	5	2.699	0.432	0.481	0.338	45.982	4.503	23.580	2.358e+7	1	

Observamos que los valores de fluencia de fotones y HVL se aproximan, pero podemos mejorar.

Sustituimos los 5 mm de Al por 5,5 mm de Al para obtener

Anode material: Tungsten											
Peak tube voltage: 70 kV											
Final air kerma: 1 mGy											
Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities		
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy	
						37.376	1.743	13.976	3.275e+7	2.343	
- Aluminum	2.28	2.699	0.575	0.641	0.427	41.627	3.003	18.834	1.883e+7	1	

Esta configuración valdrá entonces para cualquier kV.

A continuación, mostramos el ejemplo de cómo obtener en este equipo el equivalente espectral en Al de un haz de 70 kV filtrado con 10 cm de PMMA.

Añadimos los 100 mm de PMMA

Anode material: Tungsten
Peak tube voltage: 70 kV
Final air kerma: 1 mGy

Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities	
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy
- Aluminum	2.28	2.699	0.575	0.641	0.427	37.376	1.743	13.976	7.148e+8	51.145
- Polymethyl-PMMA	100	1.19	0.059	0.066	0.046	46.790	4.743	24.282	2.428e+7	1

Comenzamos el tanteo sustituyen PMMA por Al. Comenzamos con 5 mm de Al

Anode material: Tungsten
Peak tube voltage: 70 kV
Final air kerma: 1 mGy

Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities	
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy
- Aluminum	2.28	2.699	0.575	0.641	0.427	37.376	1.743	13.976	9.417e+7	6.738
- Aluminum	5	2.699	0.438	0.486	0.348	46.130	4.557	23.735	2.374e+7	1

Observamos que los valores de fluencia de fotones y HVL se aproximan, pero podemos mejorar.

Sustituimos los 5 mm de Al por 5,5 mm de Al para obtener

Anode material: Tungsten
Peak tube voltage: 70 kV
Final air kerma: 1 mGy

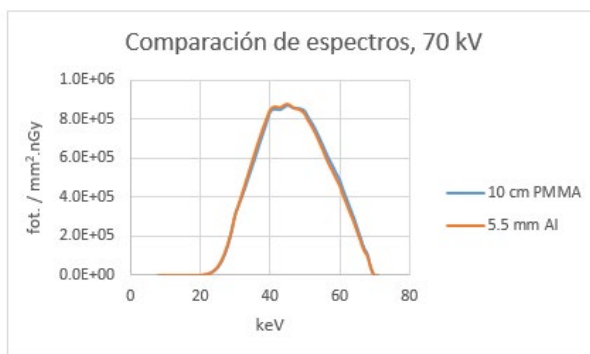
Filter object			Filter attenuation properties			Beam parameters behind filter			Beam intensity quantities	
material	thickness / mm	mass density / (g/cm³)	photon fluence transmission factor	energy fluence transmission factor	air kerma transmission factor	mean energy / keV	air kerma half-value layer thickness / (mm Al)	specific photon fluence * mm² * nGy	photon fluence * mm²	air kerma / mGy
- Aluminum	2.28	2.699	0.575	0.641	0.427	37.376	1.743	13.976	1.024e+8	7.326
- Aluminum	5.5	2.699	0.408	0.456	0.320	46.444	4.667	24.052	2.405e+7	1

Consideramos que esta aproximación es suficiente.

Podemos exportar los espectros a Excel y representarlos gráficamente

Obtenemos:

Material	Espesor mm	kV	HVL	Fluencia fot / mm ² .nGy
PMMA	46.79	70	4.743	24282
Al	46.444	70	4.667	24052
Diferencia	-0.74%		-1.60%	-0.95%



Espesor de Al para obtener HVL de 3.003 mm Al

mm Al	2.28	HVL mm Al	3.003	
Espectros con PMMA				
Espesor PMMA	kV	E media	HVL	Fluencia
10	60	42.372	4.014	21.817
10	70	46.79	4.743	24.282
20	70	49.792	5.775	27.016
20	80	54.384	6.66	28.692
20	90	58.385	7.43	29.626
15	100	60.073	7.481	29.196
15	120	66.31	8.61	29.161
15	80	52.854	6.126	27.589
Espectros con Al				
Espesor Al	kV	E media	HVL	Fluencia
5.5	60	42.19	3.974	21.672
5.5	70	46.444	4.667	24.052
11	70	49.154	5.619	26.616
13	80	54.232	6.71	28.83
13	90	57.898	7.41	29.691
10	100	59.635	7.505	29.364
11	120	65.682	8.676	29.556
9	80	52.473	6.082	27.511
Diferencias				
E media	HVL	Fluencia		
-0.43%	-0.04	-0.66%	✓	
-0.74%	-0.08	-0.95%	✓	
-1.28%	-0.16	-1.48%	✓	
-0.28%	0.05	0.48%	✓	
-0.83%	-0.02	0.22%	✓	
-0.73%	0.02	0.58%	✓	
-0.95%	0.07	1.33%	✓	
-0.72%	-0.04	-0.28%	✓	

Espesor de Al para obtener HVL de 2.506 mm Al

Espectros con PMMA					Espectros con Al					Diferencias				
Espesor PMMA	kV	E media	HVL	Fluencia	Espesor Al	kV	E media	HVL	Fluencia	E media	HVL	Fluencia		
10	60	43.012	4.231	22.511	5,5	60	42.833	4.191	22.369	-0.42%	-0.04	-0.63%		
10	70	47.518	5.003	25.002	5,5	70	47.179	4.926	24.778	-0.71%	-0.08	-0.90%		
20	70	50.27	5.945	27.431	11	70	49.645	5.789	27.046	-1.24%	-0.16	-1.40%		
20	80	54.898	6.846	29.06	13	80	54.709	6.876	29.158	-0.34%	0.03	0.34%		
20	90	58.928	7.625	29.936	13	90	58.406	7.585	29.572	-0.89%	-0.04	0.12%		
15	100	60.759	7.731	29.564	10	100	60.269	7.727	29.691	-0.81%	0.00	0.43%		
15	120	67.073	8.868	29.397	11	120	66.358	8.89	29.744	-1.07%	0.02	1.18%		
15	80	53.478	6.357	28.081	9	80	53.081	6.301	27.985	-0.74%	-0.06	-0.34%		

Espesor de Al para obtener HVL de 2.506 mm Al

Espectros de la fuente para el filtro de aluminio					Espectros de la fuente para el filtro de aluminio							
mm Al	1.24	HVL mm Al	2.506									
Espectros con PMMA					Espectros con Al					Diferencias		
Espesor PMMA	kV	E media	HVL	Fluencia	Espesor Al	kV	E media	HVL	Fluencia	E media	HVL	Fluencia
10	60	41.783	3.813	21.165	5.5	60	41.599	3.776	21.02	-0.44%	-0.04	-0.69%
10	70	46.124	4.504	23.603	5.5	70	45.773	4.431	23.37	-0.76%	-0.07	-0.99%
20	70	49.37	5.624	26.64	11	70	48.722	5.468	26.229	-1.31%	-0.16	-1.54%
20	80	53.931	6.493	28.356	13	80	53.816	6.563	28.333	-0.21%	0.07	0.62%
20	90	57.909	7.256	29.339	13	90	57.455	7.255	29.433	-0.78%	0.00	0.32%
15	100	59.465	7.253	28.846	10	100	59.078	7.306	29.058	-0.65%	0.05	0.73%
15	120	65.638	8.374	28.926	11	120	65.096	8.484	29.373	-0.83%	0.11	1.55%
15	80	52.296	5.918	27.131	9	80	51.933	5.886	27.073	-0.69%	-0.03	-0.21%

5. SpekPy – GENERADOR DE ESPECTROS DE RX

5.1 DESCRIPCIÓN

SpekPy es un conjunto de herramientas de software libre (una librería) para calcular y manipular espectros de Rayos-X.

Está escrita en el lenguaje de programación *Python* y se puede utilizar desde un intérprete de *Python* o desde un script *Python*.

5.2 DESCARGA

https://bitbucket.org/spekpy/spekpy_release/downloads/

5.3 REFERENCIA

https://bitbucket.org/spekpy/spekpy_release/wiki/Home

G Poludniowski, A Omar, R Bujila and P Andreo, Technical Note: SpekPy v2.0—a software toolkit for modeling x-ray tube spectra. Med Phys. 2021; **<https://doi.org/10.1002/mp.14945>**

R Bujila, A Omar and G Poludniowski, A validation of SpekPy: a software toolkit for modelling x-ray tube spectra. Phys Med. 2020; 75:44-54. **<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.04.026>**

5.4 UTILIZACIÓN

Una vez descargada e instalado SpekPy podemos ejecutar el código desde un script o programa Python o desde, por ejemplo, un notebook de Jupyter.



Es importante previamente conocer las funciones disponibles así como, al menos una breve descripción de las opciones disponibles (p.ej: modelos físicos) y ejemplos de ejecución:

https://bitbucket.org/spekpy/spekpy_release/wiki/Function%20glossary

https://bitbucket.org/spekpy/spekpy_release/wiki/Further%20information

Para mostrar su funcionamiento podemos ver un ejemplo sencillo en las siguientes capturas donde simularemos un haz de 70 kVp, con filtración inicial de 2 mmBe y de 3,47 mmAl para producir un haz de RX con una primera capa hemirreductura (HVL) de 2,894 mmAl.

```
In [1]: import spekpy as sp # Import SpekPy
import matplotlib.pyplot as plt # Import library for plotting

s = sp.Spek(kvp=70, th=12) # Create a spectrum. Tube Voltage: 70.0 kVp; Anode Angle: 12 °
s.filter('Be',2) # Filter the spectrum
s.filter('Al',3.47) # Filter the spectrum

emean = s.get_emean() # Get the mean energy of x-ray photon in the spectrum.
print('Emean: ', emean,'keV') # Print value to screen

hvl = s.get_hvl1(matl='Al') # Get the 1st half-value-layer
print('HVL: ', hvl,'mm') # Print value to screen

kerma = s.get_kerma() # Get the the normalized air kerma for the reference conditions
print('Air kerma: ', kerma,'uGy/mAs') # Print value to screen

kerma = s.get_kerma(norm=False) # Get the the un-normalized air kerma for the reference conditions
print('Air kerma: ', kerma,'uGy') # Print value to screen

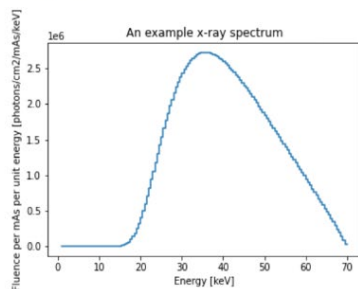
fluence = s.get_flu() # Get the total fluence integrated over the spectrum (summed over energy bins).
print('Fluence: ', fluence,'# per cm2') # Print value to screen

fluence = s.get_norm_flu(kerma=1) # Get the total fluence integrated over the spectrum (summed over energy bins) that
print('Fluence (1 uGy): ', fluence,'# per cm2') # Print value to screen

Emean: 41.061651572294274 keV
HVL: 2.8944328055988597 mm
Air kerma: 44.25129271564425 uGy/mAs
Air kerma: 44.25129271564425 uGy
Fluence: 83360935.7982724 # per cm2
Fluence (1 uGy): 1883807.9224926608 # per cm2
```

```
In [2]: k1, f1 = s.get_spectrum(edges=True) # Get the spectrum

plt.plot(k1, f1) # Plot the spectrum
plt.xlabel('Energy [keV]')
plt.ylabel('Fluence per mAs per unit energy [photons/cm2/mAs/keV]')
plt.title('An example x-ray spectrum')
plt.show()
```



Posteriormente añadimos una filtración adicional de 5,5 mmAl.

De esta forma obtenemos un haz con

- Energía media: 46,278 keV
- Primera capa hemirreductora: 4,649 mmAl
- Fluencia correspondiente a 1 μ Gy: 2444.135,98 fotones $\times$ cm²

```
In [3]: s.filter('Al',5.5) # Filter the spectrum

emean = s.get_emean() # Get the mean energy of x-ray photon in the spectrum.
print('Emean: ', emean,'keV') # Print value to screen

hvl = s.get_hvl1(matl='Al') # Get the 1st half-value-layer
print('HVL: ', hvl,'mm') # Print value to screen

kerma = s.get_kerma() # Get the the normalized air kerma for the reference conditions
print('Air kerma: ', kerma,'uGy/mAs') # Print value to screen

kerma = s.get_kerma(norm=False) # Get the the un-normalized air kerma for the reference conditions
print('Air kerma: ', kerma,'uGy') # Print value to screen

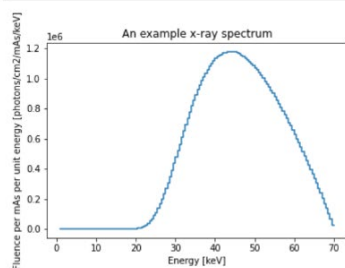
fluence = s.get_flu() # Get the total fluence integrated over the spectrum (summed over energy bins).
print('Fluence: ', fluence,'# per cm2') # Print value to screen

fluence = s.get_norm_flu(kerma=1) # Get the total fluence integrated over the spectrum (summed over energy bins) that
print('Fluence (1 uGy): ', fluence,'# per cm2') # Print value to screen

Emean: 46.27823452060416 keV
HVL: 4.648790695364323 mm
Air kerma: 13.753520349671561 uGy/mAs
Air kerma: 13.753520349671561 uGy
Fluence: 33615474.020130046 # per cm2
Fluence (1 uGy): 2444135.9859501566 # per cm2
```

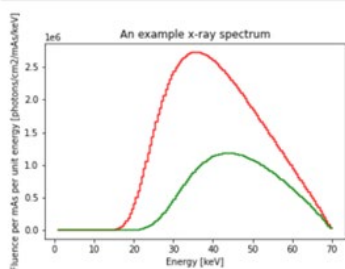
```
In [4]: k2, f2 = s.get_spectrum(edges=True) # Get the spectrum

plt.plot(k2, f2) # Plot the spectrum
plt.xlabel('Energy [keV]')
plt.ylabel('Fluence per mAs per unit energy [photons/cm2/mAs/keV]')
plt.title('An example x-ray spectrum')
plt.show()
```



Y finalmente podemos, por ejemplo, comparar los dos espectros.

```
In [5]: plt.plot(k1, f1, 'r') # Plot the first spectrum
plt.plot(k2, f2, 'g') # Plot the second spectrum
plt.xlabel('Energy [keV]')
plt.ylabel('Fluence per mAs per unit energy [photons/cm2/mAs/keV]')
plt.title('An example x-ray spectrum')
plt.show()
```



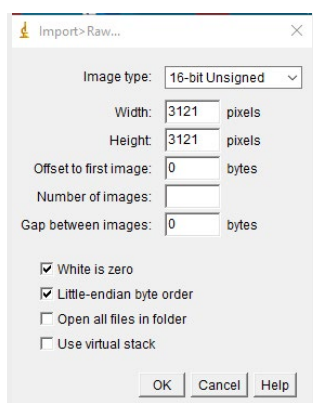
1. FUJIFILM

En los equipos FujiFilm las imágenes con el mínimo procesado tienen extensión std. Aunque el sistema permite seleccionar una opción de adquisición “RAW DATA” con formato DICOM, éstas presentan algún tipo de procesado.

La ruta más común es:

C:\program Files\FujiFilm\IIP\Data\Image

Para abrir estas imágenes con *ImageJ*: “File–Import –Raw” En el cuadro de diálogo seleccionar:



Hay que introducir correctamente el número de filas y de columnas de las imágenes para cada tamaño de pixel y de panel plano. Podemos seleccionar todos los ficheros contenidos en una carpeta

Los tamaños de imagen en función del tamaño de pixel son:

Extension	Tamaño Nominal	Ancho x Alto	No extraibles	Tamaño pixel
STD	43x43	2880 x 2880		0.15
STD	42X42	2816 x 2816	Extraibles	0.15
STD	42X42	2880 x 2880	No extraible	0.15
STD	35x42	2304 x 2880	Extraibles	0.15

Para completar la información de la imagen *.std puede ser necesario contar con el correspondiente fichero *.dcm que incorporará información de la adquisición en la cabecera DICOM. En los equipos Fuji las imágenes DICOM se pueden obtener bien desde una estación del PACS o exportando las imágenes a un medio extraíble desde la consola una vez terminado y cerrado el examen.

2. GENERAL ELECTRIC

Los sistemas General Electric permiten la visualización en pantalla de las imágenes DICOM “FOR PROCESSING”. La configuración por defecto permite a la consola exportar al PACS las imágenes “FOR PRESENTATION” de manera automática. Para poder extraer las

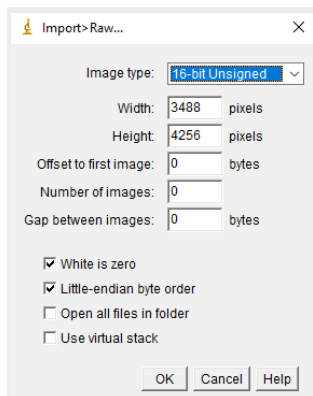
imágenes “FOR PROCESSING” en los sistemas Discovery y anteriores, y dependiendo de la versión de software del equipo, puede ser que tengamos que cerrar el paciente para enviar las imágenes al PACS o a una dirección determinada o que simplemente tengamos que seleccionar las originales (sin cerrar al paciente) para enviarlas. También existe la opción de enviarlas a un USB. Se pueden seleccionar series o imágenes individuales. Las imágenes son DICOM con lo que ImageJ las abre automáticamente. Hay que tener en cuenta en equipos Discovery con tomosíntesis que la información dosimétrica sólo se encuentra en las imágenes sin procesar.

NOTA: A fecha de redacción de este módulo, en los equipos Discovery XR656 Gen II, el servicio técnico habilita un método alternativo a través de las carpetas del sistema operativo.

3. SHIMADZU

Tras conectar un medio de almacenamiento el sistema permite acceder al directorio en que se encuentran las imágenes *.IMG.

Para descargar imágenes DICOM “FOR PROCESSING”, hay que seleccionar “System –Utility” e introducir una contraseña que nos tiene que proporcionar el servicio técnico. Pulsamos entonces un icono con la imagen de una computadora. Seleccionamos “Analysis – Raw Image Output”. Desde este punto las imágenes se exportan en el medio extraíble de una en una tras seleccionar “Search Drive” y “Output DICOM File”.



Para las imágenes 35 x 43, los valores de anchura y altura son 3488 y 4256, para píxel de 0,1 mm

Los valores de las imágenes IMG coinciden con las de los valores de las correspondientes imágenes DICOM “FOR PROCESSING”. Si no necesitamos datos de la cabecera DICOM es más directo obtener las imágenes IMG.

4. CARESTREAM

Para obtener las imágenes con mínimo procesado es necesario que el servicio técnico cree un usuario con permiso. Se accede a través de usuario y contraseña. En la parte inferior izquierda de la pantalla seleccionamos “Salida del sistema” y cambiamos al usuario con privilegios de acceso a las herramientas.

En herramientas seleccionamos “Lista de imágenes marcadas” y “Todas las imágenes”.

Seleccionamos una a una las imágenes que queremos exportar. Dependiendo de la imagen que queramos analizar podemos seleccionar imagen logarítmica (por defecto) o ima-

gen lineal (marcar “Recopilar imagen lineal”). Pulsamos recopilar y el sistema ofrece un diálogo para escoger la ubicación de destino de nuestros ficheros (puede extraerse a un USB). Una vez terminado el proceso el sistema nos lo indica con un mensaje.

5. SIEMENS

En los equipos con software VE/VF las imágenes “*For Processing*” se pueden exportar siguiendo el siguiente procedimiento:

1. Desde la pestaña de “Pacientes examinados” pulsar en el icono “Exportar”.
2. Elegir destino y formato “*Private*”.
3. Finalmente, marcar los estudios y pulsar “Exportar”.

Es conveniente que el servicio técnico cree protocolos para mesa, estativo y “al aire” con parámetro de frecuencia espacial “*d000 Service only*”.

Si se quiere exportar a USB, el servicio técnico debe habilitar previamente que el equipo soporte USB.

En ImageJ se deben importar las imágenes como Raw con los siguientes parámetros:

- *Image type: 16-bit Unsigned.*
- Ancho y Alto: Número de píxeles de la imagen (función del detector).
- *Offset to first image: 10240.*
- Marcar *White is zero.*
- Marcar *Little-endian byte order.*

6. PHILIPS

El servicio técnico de PHILIPS deberá crear un depósito de imágenes donde descargar las imágenes lineales (mínimo procesado). Comprobar el máximo número de imágenes almacenables en el depósito para vaciarlo si fuera necesario antes de seguir exportando imágenes.

1. Cambiar de usuario: Pulsar la pestaña “SISTEMA” y cerrar sesión.
2. Entrar con un nuevo usuario: por ejemplo, Usuario “ELEVA” y Pass: “eleva”.
3. Cambiar a modo “GARANTÍA DE CALIDAD”. Pulsar la pestaña sistema. Seleccionar General-----Modo Modalidad----Garantía Calidad. (Tarda un par de minutos).
4. Seleccionar “Lista de pacientes” - Objeto de prueba universal EXAMEN – Procesamiento lineal (o logarítmico).
5. Guardar las imágenes: Ir a la pestaña VISTA: Seleccionar Imagen – Seleccionar destino (el preparado por el PHILIPS) Guardar.

6. Son imágenes DICOM.

7. En el destino de salida volver a seleccionar PACS para que las imágenes clínicas se dirijan a este destino en lugar de al depósito creado para las imágenes sin procesar.

7. AGFA

El servicio técnico puede crear un perfil para exportar “sin procesar” desde el menú principal. También puede crear un protocolo que no aplique procesado, pero, en este caso, la cabecera DICOM indicará *“For Presentation”*, aun siendo imágenes originales.

8. KONICA MINOLTA RADspeed Pro

El servicio técnico proporciona contraseña al usuario para el acceso a las imágenes *“For Processing”*.

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

Artefacto. Irregularidad de los valores de píxel de un área más o menos extensa de una imagen no relacionada con las propiedades del objeto. Puede estar producido por dispositivos del equipo u objetos extraños que están dentro del haz de rayos X, respuesta errónea del detector, anomalías en la capa de material centelleador, algoritmos de reconstrucción o procesados de la imagen.

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

Calidad de imagen técnica. Calidad de imagen que se obtiene utilizando imágenes radiográficas de objetos evaluables y reproducibles, a los que denominamos maniquíes. La correlación entre la calidad de imagen técnica y la calidad de imagen clínica no es fácil de determinar debido a una serie de factores que van desde las diferencias evidentes entre los maniquíes y los órganos y estructuras reales de los pacientes hasta la forma en que las imágenes de ambos son analizadas.

Calidad del haz. Término que describe la distribución relativa de energías dentro del haz de rayos X; la calidad del haz dependerá del material del ánodo, del kilovoltaje y de la filtración presente en el haz de rayos X.

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

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

Campo de registro. Zona sensible de la superficie del panel plano, formada por el conjunto de del, en la cual se genera la imagen.

Campo luminoso. Sección plana del haz luminoso perpendicular al eje del mismo. Se utiliza como ayuda para visualizar el haz de radiación.

Capa hemirreductora (CHR). Parámetro que caracteriza la filtración del haz de rayos X. Es el espesor necesario de un material para reducir la tasa de kerma en aire a la mitad de su valor original. Normalmente se expresa en mm de Al.

Carga del tubo. Producto de la intensidad de la corriente que circula entre el cátodo y el ánodo de un tubo de rayos X, en mA, por el tiempo de exposición, expresado en s. La dosis de radiación es directamente proporcional a este producto (mAs).

Coeficiente de correlación (R). Coeficiente que, en el contexto del análisis de la regresión lineal, nos permite conocer el grado de asociación entre la variable respuesta y la recta de regresión estimada. Se define a partir de los n pares de observaciones, mediante:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{(\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2)}}$$

verificándose que $-1 \leq R \leq 1$.

Coefficiente de determinación (R^2). Cuadrado del coeficiente de correlación. Cuando todos los puntos se encuentran sobre la recta de regresión estimada (es decir, el ajuste es perfecto), $R^2=1$.

Coefficiente de linealidad. Es un indicador que mide la relación lineal entre dos magnitudes A y B. Para ello se mide el valor de A obtenido para n valores consecutivos de B (B1, B2, ..., Bn). El coeficiente de linealidad se establece, para cada par de valores consecutivos así obtenidos, mediante la expresión:

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

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

Coefficiente de variación. Estimador útil para comparar el grado de dispersión de dos distribuciones donde no queremos tener en cuenta ni la unidad ni el orden de la magnitud a evaluar. Se define como el cociente entre la desviación típica (σ) y el valor de la media aritmética ($\bar{x}$) expresado en porcentaje. Cuanto menor es el coeficiente de variación más representativo es el conjunto de medidas.

$$CV(\%) = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100$$

Colimador. Dispositivo de material atenuador situado a la salida del tubo de rayos X que permite dar forma al campo de radiación y limitar su tamaño.

Compensación del control automático de exposición. Propiedad del control automático de exposición, que nos permite obtener imágenes con valores de píxel o de la relación señal-ruido similares, 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.

Composición de imágenes. Procedimiento informático por el que se unen dos o más imágenes obtenidas de zonas anatómicas contiguas y que se acaban presentando como una sola imagen. Es típico en los estudios de telerradiografía (miembros inferiores, columna total, etc.)

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

Condiciones de referencia. Parámetros de la técnica radiográfica y condiciones geométricas a utilizar para obtener información del funcionamiento del sistema en condiciones

definidas que permitan comparar los resultados obtenidos en los distintos controles. Estas condiciones no tienen que coincidir necesariamente con las habituales para obtener las imágenes clínicas en cada centro.

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

Contraste de la imagen. Calidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno (por ejemplo, las diferencias de valores medios de píxel entre dos elementos adyacentes de una imagen radiográfica).

Contraste umbral. Contraste mínimo que ha de tener un objeto para poder ser detectado. Su valor puede determinarse utilizando observadores humanos o algoritmos que simulan el comportamiento de un observador (*Véase Modelo de observador*).

Control automático de exposición (CAE). Dispositivo del equipo de rayos X mediante el cual se controla la carga del tubo cortándose ésta automáticamente al alcanzarse el valor de exposición para el que está previamente ajustado. En ciertos equipos, el CAE puede también controlar automáticamente la tensión del tubo. La finalidad última es obtener imágenes con el mismo valor medio de píxel independientemente de las características de atenuación del paciente o de la zona de estudio.

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

Correcciones del detector. Algoritmos que se aplican a las imágenes proporcionadas por los sistemas digitales para corregir distintos problemas: *dels* defectuosos, utilizando el mapa de píxeles defectuosos; diferencias en la sensibilidad y/o ganancia electrónica de los *dels* individuales; inhomogeneidades en el haz de radiación (efecto anódico, divergencia del haz, etc.).

Corriente. Parámetro de la técnica radiológica que regula la intensidad eléctrica en el circuito eléctrico formado por el generador-tubo; habitualmente expresada en miliamperios.

Cruceta del campo luminoso. En la mayoría de campos luminosos, dos líneas perpendiculares y centradas, en forma de cruz, se proyectan dividiendo el campo en cuatro cuadrantes que deberían ser iguales. Es de utilidad para el técnico en el momento de centrar al paciente en cada estativo.

Curva contraste-tamaño del detalle. Gráfica o tabla en la que se representa el umbral de sensibilidad en función del tamaño del objeto de ensayo.

Datos linealizados. Matriz de imagen en la que cada valor de píxel es igual al kerma en aire incidente en el detector con valor *offset* del píxel igual a cero. La linealización de los píxeles se hace invirtiendo la función de conversión (véase función de respuesta) del detector que relaciona el valor del píxel con el kerma en aire incidente.

Datos originales (*raw data*). Datos no procesados a los que se les ha aplicado las correcciones permitidas en la norma IEC 62220-1-1:2015.

Datos no procesados. Datos leídos en un sistema digital de imagen a los que no se les ha aplicado ninguna corrección de software. Habitualmente, la etiqueta (0008,0068) de la información DICOM la identifica como “FOR PROCESSING”.

Datos procesados. Matriz de imagen a la que se le han aplicado transformaciones distintas de las permitidas en la norma IEC 62220-1-1:2015 con la finalidad de ser presentada en un monitor, imprimirse o servir de entrada a un sistema de ayuda a la decisión. Habitualmente, la etiqueta (0008,0068) de la información DICOM la identifica como “FOR PRESENTATION”.

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

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

Definición. Capacidad de un sistema para representar bordes de un objeto, que viene determinada por la relación entre la resolución espacial del sistema y la frecuencia espacial del objeto.

Del. Contracción del inglés *Detector element*. Cada una de las unidades elementales que componen el detector de imagen en sistemas de paneles planos

Desviación. Diferencia máxima entre el resultado de una medición (y_m) y el valor convencionalmente verdadero (y_r) de lo que se mide (o mensurando). Se puede expresar en términos absolutos ($y_m - y_r$) o relativos (en %) en la forma:

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

Detalle. Estructura de la imagen de pequeño tamaño.

DICOM. Acrónimo de la norma *Digital Imaging and Communications in Medicine*, cuyo objetivo es garantizar la interoperabilidad de los sistemas empleados para producir, mostrar, enviar, solicitar, almacenar, procesar, recuperar o imprimir imágenes médicas y documentos estructurados que se deriven de ellas, así como para gestionar los flujos de trabajo relacionados.

Distancia foco-receptor de la imagen. Distancia medida a lo largo del eje del haz de radiación desde su foco hasta el plano 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.

Eje central. Línea perpendicular al plano de entrada del detector y que pasa por el centro del campo de entrada del detector.

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

Espectro de potencia del ruido (NPS) o Espectro de Wiener. Describe la fluctuación del ruido en una imagen en función de la frecuencia espacial. Se obtiene calculando la transformada de Fourier de la función de autocorrelación de la señal. El espectro de potencia de ruido proporciona información sobre cómo es la distribución en frecuencias espaciales del ruido del detector.

Espectro de potencia del ruido normalizado (NNPS). Es el espectro de potencia del ruido dividido por el cuadrado del kerma en aire. La norma IEC 62220-1-1: 2015 propone calcular el NNPS unidimensional como promedio de 7 filas/columnas excluyendo el propio eje porque contiene ruido correlacionado fijo. Sin embargo, desde un punto de vista perceptivo, este ruido también afecta la visibilidad de los detalles y debe tenerse en cuenta si se comparan sistemas diferentes.

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

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

Estativo. Dispositivo que puede incluir el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición, en los equipos de rayos X.

EVAT. Empresa de venta y asistencia técnica autorizada de acuerdo al Real Decreto 1085/2009.

Exactitud. Grado de concordancia entre el resultado de una medición y el valor convencionalmente verdadero de lo que se mide, o mensurando. Se trata de un concepto cualitativo.

Fluencia. Número medio de fotones por unidad de área.

Foco. Zona sobre la superficie del ánodo donde se origina el haz útil de rayos X. En un mismo tubo podemos encontrar focos de distinto tamaño; en ese caso se habla de Foco Fino o de Foco Grueso.

Forma de onda. Representación gráfica, en función del tiempo, del valor del kilovoltaje (o de otro parámetro característico del haz de rayos X, como la dosis en un punto o el rendimiento).

Frecuencia espacial. Inversa del periodo de un fenómeno espacial repetitivo.

Función de conversión. Relación entre el valor medio de píxel (VMP) en una ROI central de la imagen y el kerma en aire en la superficie de entrada del detector, $VMP = f(K_{aire})$.

Función de respuesta. Véase *Función de conversión*.

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

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

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

Haz luminoso. Véase *Campo luminoso*.

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

IEC. Siglas de *International Electrotechnical Commission*.

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

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

Indicadores de la distancia foco-receptor de imagen. Dispositivos que incorporan la mayoría de equipos de grafía y que informan al técnico de la distancia existente, en cada momento, entre el foco de rayos X y el receptor de imagen o panel plano. Es habitual que el valor indicado dependa del puesto de trabajo seleccionado por el técnico en la consola: Mesa, en cuyo caso indica la distancia foco-panel plano en mesa, Mural, en cuyo caso indica la distancia foco-panel plano en mural, o Directo, en cuyo caso suele indicar la distancia foco-tablero de la mesa.

Indicador de dosis o indicador dosimétrico. Magnitud de uso común fácil de medir o calcular para la modalidad de que se trate y que evalúa la cantidad de radiación ionizante

utilizada para obtener las imágenes médicas. Con excepción de la dosis glandular media utilizada en mamografía, los indicadores de dosis no son dosis absorbidas en órganos o tejidos del paciente ni cantidades derivadas, ya que estas “dosis” no pueden ser medidas o calculadas fácilmente. Por razones similares, tampoco se aconseja el uso de la magnitud dosis efectiva.

Índice de Exposición (EI). Medida de la respuesta del detector a la radiación en la región de imagen aplicable de una imagen tomada con un sistema de imagen digital de rayos X. Para una calidad de radiación fija la señal generada en el detector es proporcional al kerma en aire del receptor de imagen (o exposición) (IEC 62494-1:2008).

Índice de exposición objetivo (*Target exposure index, EI_T*). Valor esperado del Índice de Exposición cuando el receptor de imagen de rayos X se expone adecuadamente.

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

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

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

Kerma. Acrónimo del inglés *Kinetic energy released per unit mass*. Suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas, por unidad de masa.

Kerma en aire en la superficie de entrada. Kerma medido en aire libre (sin retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado. En el protocolo se representa por K_{aire} .

Linealidad. Relación entre una variable dependiente y su variable independiente mediante una ecuación de primer grado.

Magnificación. Cociente entre las dimensiones de un objeto en el monitor de visualización y la imagen en el detector.

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

Mapa de píxeles defectuosos. Mapa (imagen o tabla) que incluye la posición de todos los píxeles defectuosos. Los mapas correspondientes a la modalidad 2D digital y a la de tomosíntesis pueden ser diferentes.

Medidas no invasivas. Medidas usualmente dirigidas a tipificar el comportamiento de un equipo o componente, que suponen la verificación o medida de sus parámetros técnicos

sin necesidad de acceder al interior de dicho equipo o componente o a sus circuitos eléctricos.

Modelo de observador. Algoritmo matemático que simula las reglas de decisión que aplicaría a las imágenes un observador humano. En el contexto de radiología digital, este modelo se implementa en software que permite evaluar características específicas de la calidad de imagen mediante la correlación de una plantilla de la señal esperada con la imagen en cada una de las posiciones posibles de la señal.

Modo clínico. Hace referencia a los hábitos y parámetros seleccionados más frecuentemente (distancias, tamaños de campo, técnica radiológica), en el equipo de rayos X durante su uso con pacientes.

Niveles de referencia para diagnóstico (DRL). Niveles de dosis en las prácticas de radiodiagnóstico médico o radiología intervencionista o, en el caso de radiofármacos, niveles de actividad para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar, o maniquíes estándar para tipos de equipos definidos de manera general.

Observador cuasi-ideal (*nonprewhitening*). Modelo de observador que asume que el observador sólo conoce la señal, pero no el ruido en el que se halla inmersa. A menudo incluye la respuesta del sistema visual humano, y en ocasiones, también, el ruido interno del observador, que se considera constante e independiente del sistema.

Observador ideal (o bayesiano). Modelo de observador que asume que el observador conoce a priori la señal y el ruido, y es capaz de extraer toda la información que contiene la imagen. Representa la mejor respuesta alcanzable en una determinada tarea.

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

PACS. Siglas de *Picture Archiving and Communication Systems*. Se refiere a la combinación de software y hardware destinado al almacenamiento a corto y largo plazo, recuperación, gestión, distribución y presentación de imágenes digitales.

Panel plano. Dispositivo que convierte los fotones de rayos X en carga eléctrica, y que se emplea en equipos de diagnóstico por la imagen. Su núcleo es un captador de yoduro de cesio en los de conversión indirecta o de selenio amorfo en los de conversión directa, y una matriz bidimensional consistente en un panel de fotodiodos de silicio amorfo todo ello ensamblado sobre un sustrato de vidrio. La electrónica encargada de recoger y digitalizar la información se encuentra unida a conectores situados en los bordes del detector.

Los paneles planos pueden estar integrados en el equipo de rayos X (no pueden retirarse, vienen instalados de fábrica) o pueden ser extraíbles (son sistemas independientes del equipo de rayos X y se colocan o retiran, en lugar de los chasis, en las bandejas de los estativos).

Película radiocrómica. Película cuyo sustrato es un monómero que por acción de las radiaciones ionizantes se polimeriza. No necesita revelado.

Penumbra: En cada uno de los cuatro lados del campo luminoso, sombra parcial que hay entre la parte que está iluminada y la que está completamente oscura.

Píxel. Menor unidad homogénea en color o escala de grises que forma parte de una imagen digital.

Píxel defectuoso. Píxel cuyo valor no se basa en la lectura del del asociado. Habitualmente, los detectores digitales tienen mecanismos para reemplazar el valor de píxel anómalo a partir de los valores de los píxeles vecinos. Dependiendo de su número, localización y/o agrupamiento pueden degradar la calidad de la imagen.

Plano en foco (plano focal). Plano del volumen reconstruido en el que se visualizan con nitidez los detalles del objeto situados a esa profundidad (altura).

PMMA. Acrónimo de “Polimetilmetacrilato”.

Precisión. Grado de coincidencia existente entre los valores obtenidos de una serie de resultados.

Producto kerma-área. Es el producto del kerma en aire medido en cualquier punto del eje del haz primario y el área del campo de radiación en un plano que contiene dicho punto y es perpendicular al eje del haz primario. Esta magnitud se suele medir con cámaras de transmisión. La unidad en el SI es $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ y la correspondiente unidad a la tasa del producto de dosis-área es $\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$. No obstante, es habitual encontrar las cámaras de transmisión calibradas en otras unidades ($\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ y $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ respectivamente, etc.).

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

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

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

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

Punto focal: Véase Foco.

Radiación dispersa. Radiación de igual o menor energía que la radiación incidente que se origina al interaccionar ésta con un medio y que puede ser emitida en cualquier dirección.

Receptor de imagen. Dispositivo encargado de convertir los rayos X en una señal o serie de señales que conforman la imagen anatómica que se quiere visibilizar. A los efectos de este módulo, el receptor de imagen es siempre del tipo panel plano.

Región de interés (ROI). Área o región de una imagen, delimitada por un contorno, sobre la que se evalúa un determinado parámetro. Es frecuente utilizar las siglas ROI (*Region Of Interest*) de su forma inglesa.

Rejilla. Dispositivo que se sitúa sobre el receptor de la imagen para reducir selectivamente la radiación dispersa que lo alcanza. Está formado por un conjunto de láminas delgadas de material de alto Z separadas por un segundo material que es relativamente transparente al haz de rayos X.

Relación señal ruido (RSR). Cociente entre el valor medio de píxel (VMP) y la desviación típica (σ) de una ROI situada sobre la señal:

$$RSR = \frac{VMP}{\sigma}$$

Hay que tener en cuenta que, si la imagen no está linealizada, el VMP contiene el offset.

Rendimiento. Valor del kerma en aire (sin retrodispersión) por unidad de carga del tubo (se suele expresar en $\mu\text{Gy/mAs}$) a una distancia del foco y para unos factores radiográficos que deben ser especificados.

Repetibilidad (de los resultados de las medidas). Grado de concordancia entre resultados de sucesivas mediciones del mismo mensurando, mediciones efectuadas con aplicación de la totalidad de las mismas condiciones de medida. La repetibilidad puede expresarse cuantitativamente por medio de las características de dispersión de los resultados. Se puede estimar como el coeficiente de variación de los valores individuales medidos o como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales, y_i , y el valor medio, $\bar{y}$, es decir, $|y_i - \bar{y}|_{\max}$. También se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

$$\frac{|y_i - \bar{y}|_{\max}}{\bar{y}} \cdot 100$$

Reproducibilidad (de los resultados de las mediciones). Grado de concordancia entre los resultados de las mediciones del mismo mensurando, mediciones efectuadas bajo diferentes condiciones de medida. Para que una expresión de la reproducibilidad sea válida, es necesario especificar las condiciones que han variado. La reproducibilidad puede expresarse cuantitativamente por medio de las características de la dispersión de los resultados. Se puede estimar como el coeficiente de variación de los valores individuales medidos o como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales, y_i , y el valor medio, $\bar{y}$, es decir, $|y_i - \bar{y}|_{\max}$.

También se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

$$\frac{|y_i - \bar{y}|_{\max}}{\bar{y}} \cdot 100$$

Reproducibilidad a largo plazo. Véase *Constancia*.

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

RIS. Siglas de *Radiological Information System*. Es la aplicación o conjunto de aplicaciones que gestiona la solicitud de un informe radiológico, coordinando la agenda de la modalidad, la lista de trabajo de la misma, los datos del paciente (HIS), la disponibilidad de imágenes listas para el informe y la realización, archivo y distribución del propio informe.

ROI. Siglas de *Region Of Interest* (Véase *Región de interés*).

Ruido cuántico. Fluctuaciones de los valores de píxel debidas al carácter estocástico del haz de radiación.

Ruido electrónico. Fluctuaciones de los valores de píxel asociadas con las corrientes de electrones que circulan por los circuitos constitutivos del detector matricial.

Ruido estructural. Fluctuaciones de los valores de píxel asociadas con la presencia de patrones espaciales fijos derivados de la distinta respuesta de los detectores elementales que componen el detector, de la distribución de intensidad del haz incidente que cambia en función de la proyección, etc.

Sensibilidad de contraste. Capacidad del sistema para mostrar diferencias mínimas de contraste en condiciones extremas de niveles de 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.

Superficie de entrada del detector. Área accesible más cercana al plano del receptor de imagen. En algunos sistemas el receptor de imagen puede incluir partes adicionales que no se pueden quitar (por ejemplo, la carcasa protectora).

Técnica radiológica o técnica: Conjunto de parámetros que se seleccionan en la consola del equipo de rayos X y que caracterizan la calidad e intensidad del haz de rayos X. Típicamente, kilovoltios, miliamperios, tiempo de exposición, filtro, uso de Control Automático de Exposición, etc.

Técnico. Técnico superior en imagen para el diagnóstico y medicina nuclear (TSID). Titulación que se obtiene al cursar el correspondiente Ciclo Formativo de Grado Superior, dentro de las enseñanzas de Formación Profesional.

Tensión. Diferencia de potencial que el generador establece entre ambos polos del tubo (ánodo y cátodo) habitualmente expresada en kilovoltios.

Tolerancias o valores límites. Intervalo de variación aceptable de los parámetros que están siendo medidos. Si la tolerancia se supera es necesario aplicar medidas correctoras, aunque el equipo pueda seguir funcionando para uso clínico. Si el parámetro es esencial y los valores obtenidos incumplen ampliamente las tolerancias, la aplicación de las medidas correctoras deberá ser inmediata.

Tracking (Seguimiento, en castellano). Es una utilidad que tienen algunos equipos de gráfía robotizados que permite al tubo de rayos X seguir, de manera automática, al estativo mural cuando éste es desplazado verticalmente por el técnico, o al estativo de mesa, cuando éste es desplazado longitudinalmente bajo el tablero por el técnico.

Umbral de sensibilidad. Valor del contraste del último objeto de bajo contraste que se visualiza cuando se utiliza un objeto de ensayo adecuado.

UNE. Siglas de “Una Norma Española”.

Uniformidad. Constancia de los valores de un parámetro cuando se realizan varias medidas en distintos puntos del espacio. Salvo que en alguna prueba en particular se indique un método distinto, puede estimarse como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales (y_i) y el valor medio (y_{medio}). Se puede expresar en términos relativos (en %) en la forma:

$$\frac{|y_i - \bar{y}|_{max}}{\bar{y}} \cdot 100$$

Valor de píxel. Valor discretizado asignado a un píxel.

Valor medio de píxel (VMP). Para una ROI seleccionada es la media aritmética de los valores de los píxeles encerrados en dicha ROI. Generalmente, el valor asignado a los píxeles parcialmente incluidos se determina mediante el empleo de algoritmos específicos (por ejemplo, mediante la división de los píxeles del contorno en subpíxeles).

Valor offset del píxel. Valor fijo que se añade a todos los píxeles de una imagen durante la generación de la imagen.

Valor de referencia. Valor de un parámetro indicativo del funcionamiento de un componente o equipo. El valor de referencia se obtiene a partir del valor medio de un conjunto de medidas y debe ir acompañado de su reproducibilidad. Los valores de referencia para los parámetros de interés deben obtenerse durante las pruebas de aceptación o de estado, deberán respetar las tolerancias establecidas en cada caso y, a su vez, serán referencia para las sucesivas pruebas de constancia realizadas a lo largo de la vida útil del equipo.

- Abramoff, M.D., Magalhaes, P.J., Ram, S.J. (2004) "Image Processing with ImageJ". *Biophotonics International*, volume 11, issue 7, pp. 36-42, 2004.
- Aichinger, H., Dierker, J., Joite-Barfub, S. and Säbel, M. (2012) *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology. Physical Principles and Clinical Applications*. Springer. 2012.
- Aksoy, M.E., Kamasak, M.E., Akkur, E. and Ucgul, A. (2012) Evaluation and comparison of image quality for indirect flat panel systems with CsI and GOS scintillators. **2012 7th International Symposium on Health Informatics and Bioinformatics**. Publisher: IEEE. DOI: 10.1109/HBIT.2012.6209043.
- Allman, R.M. (2015) *Validation of Radiographic Automatic Exposure Control Device Testing in the Era of Filmless Radiography And New Variables Associated with Testing*. Master Thesis. 2015. Oregon State University.
- Alonso, M., Torres, R., Carrera, F., Chevalier, M., Esteban, A., Miñano, J.A., Miquélez, S., Morant, J.J., Otero, C. y Ruiz Manzano, P. (2011) *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Revisión 2011*. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR), Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM).
- Boletín Oficial del Estado BOE (2019) Real Decreto 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE-A-2019-15604. Ministerio de Sanidad, Consumo y Bienestar Social, Gobierno de España.
- Boone, J.M., Fewell, T.R. and Jennings R.J. (1997) Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography; *Medical Physics* 24(12), 1883 - 1874, 1997.
- Boone, J.M. and Seibert, J.A. (1997) An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV; *Medical Physics* 24(11), 1661 - 1670, 1997.
- Bouwman, R., Young, K., Lazzari, B., Ravaglia, V., Broeders, M. and van Engen, R. (2009) An alternative method for noise analysis using pixel variance as part of quality control procedures on digital mammography systems. *Phys. Med. Biol.* 54 (22), 6809–22, 2009. DOI: 10.1088/0031-9155/54/22/004.
- Buades M., González A. y Tobarra B. Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital. *Revista de Física Médica* 2006; 7(2): 57-67.
- Bujila, R., Omar, A. and Poludniowski, G. (1997) A validation of SpekPy: a software toolkit for modelling x-ray tube spectra. *Phys Med.* 2020; 75:44-54.
- Chu, R.Y.L, Fisher, J., Archer, B.R., Conway, B.J., Goodsitt, M.M., Glaze, S., Gray, J.E. and Strauss K.J. (1990) AAPM Report No.31. Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures. Report of task group 8 diagnostic x-ray imaging committee.

- DeWerd, L.A. and Kissick, M. (2014) The Phantoms of Medical and Health Physics. Devices for Research and Development. Springer. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering.
- Donini, B., Rivetti, S., Lanconelli, N. and Bertolini, M. (2014) Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography. Med Phys. 2014 May;41(5):051903. doi: 10.1118/1.4870955. PMID: 24784382.
- Doyle, P. and Martin, C.J. (2006) Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography. **Physics in Medicine & Biology**, 2006, 51(21): 5475-85. DOI: **10.1088/0031-9155/51/21/006**.
- EFOMP 2023 Quality Control In Digital Breast Tomosynthesis (DBT). EFOMP Protocol version 01.03.2023.
- European Commission (EC) (2012) Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Radiation Protection N° 162. Directorate-General for Energy, Directorate D-Nuclear Safety & Fuel Cycle Unit D3-Radiation Protection. Luxembourg: Publications Office of the European Union.
- European Commission (EC) (2014) Diagnostic Reference Levels in Thirsty-Six European Countries Part 2/2. Radiation Protection N° 180. Directorate-General for Energy, Directorate D-Nuclear Safety & Fuel Cycle Unit D3-Radiation Protection. Luxembourg: Publications Office of the European Union.
- European Commission (EC) (2013) Directiva 2013/59/Euratom del Consejo, de 5 de diciembre de 2013, por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, y se derogan las Directivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom y 2003/122/Euratom. Luxembourg: Publications Office of the European Union.
- Fewell, T.R. and Shuping, R.E. (1978) Handbook of Mammographic X-ray Spectra; HEW Publication (FDA) 79-8071; Rockville, MD (1978).
- Fewell, T.R., Shuping, R.E. and Healy, K. (1981) Handbook of Computed Tomography X-ray Spectra; HHS Publication (FDA) 81-8162; Rockville, MD (1981)
- Huang, W. and Yorkston, J. (2007) Configuration of AEC kVp dependence for digital radiography systems. Proceedings of SPIE. The International Society for Optical Engineering. DOI: 10.1117/12.714377.
- IAEA (2023) International Atomic Energy Agency. Human Health Series n° 47 "Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology". Viena 2023.
- ICRP (2017) International Commission on Radiological Protection. Vano, E., Miller, D., Martin, C., Rehani, M., Kang, K., Rosenstein, M., Ortiz-López, P., Mattsson, S., Padovani, R. and Rogers, U. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. 2017. 46(1):1-144.
- IEC (2005) International Electrotechnical Commission IEC 61267:2005. Medical diagnostic X ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics.

TC 62/SC 62C - Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry. Geneva: IEC.

- IEC (2008) International Electrotechnical Commission IEC 62494-1:2008. Medical electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography. TC 62/SC 62B - Diagnostic imaging equipment. Geneva: IEC.
- IEC (2015) International Electrotechnical Commission IEC 62220-1-1:2015. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging. TC 62/SC 62B - Diagnostic imaging equipment. Geneva: IEC.
- IPEM (2010) Institute of Physics and Engineering in Medicine. Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems: Digital Imaging Systems, Report 32 (VII). York: Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- Jones, A.K. (2009) Calibrating automatic exposure devices for digital radiography. Department of Imaging Physics. U.T.M.D. Anderson Cancer Center (Houston, TX). Acceso junio de 2022 en <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12066-74375-79.pdf>
- Jones, A.K. (2008) Using automatic exposure devices in digital radiography. [Diapositivas de PowerPoint]. Department of Imaging Physics. U.T.M.D. Anderson Cancer Center (AAPM Meeting Houston, TX). Acceso junio de 2022 en **<https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9964-61632-988.pdf>**
- Jones, A.K., Heintz, P., Geiser, W., Goldman, L., Jerjian, K., Martin, M., Peck, D., Pfeiffer, D., Ranger, N. and Yorkston, J. (2015) Ongoing quality control in digital radiography: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 151. Med Phys. 2015 Nov;42(11):6658-70. doi: 10.1118/1.4932623. PMID: 26520756.
- Kawashima, H., Ichikawa, K., Hanaoka, S. and Matsubara, K. (2019) Optimizing image quality using automatic exposure control based on the signal difference to noise ratio: a phantom study. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine (2019) 42:803–810. DOI: 10.1007/s13246-019-00784-z
- Kelly DH (1977) Visual contrast sensitivity. Optica Acta: International Journal of Optics, 24(2), 107-129; doi:10.1080/713819495.
- Konst, B., Nothellen, J., Bilet, E. and Bath, M. (2021) Radiographic and fluoroscopic X-ray systems: Quality control of the X-ray tube and automatic exposure control using theoretical spectra to determine air kerma and dose to a homogenous phantom. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2021; 22:204-218. DOI: 10.1002/acm2.13329.
- McLeod, R. (2008) An Experimental approach to Automatic Exposure Testing. Thesis. Master of Science (Medical Physics). School of Chemistry and Physics University of Adelaide, Australia.
- Miquélez, S., Miñano, J.A., Buades, M.J., González, A., Torres, R., Peinado, M.A., Jiménez, J.I., Almansa, J., España, M.L., Morant, J.J., Coll, A., Otero, C.M., Roehrig, H., Samei, E. y Simón, R. (2013) Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital. Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

- Monnin, P., Marshall, N.W., Bosmans H., Bochud F.O. and Verdun F.R. (2011) Image quality assessment in digital mammography: part II. NPWE as a validated alternative for contrast detail analysis. *Phys Med Biol.* 2011 Jul 21;56(14):4221-38. doi: 10.1088/0031-9155/56/14/003. Epub 2011 Jun 23. PMID: 21701050.
- Monnin P., Bosmans, H., Verdun, F.R. and Marshall, N.W. (2014) Comparison of the polynomial model against explicit measurements of noise components for different mammography systems. *Phys. Med. Biol.* 59 (19), 5741-5761, 2014. DOI: 10.1088/0031-9155/59/19/5741.
- Moore, C.S., Wood, T.J., Jones, S., Saunderson, J.R. and Beavis, A.W. (2019) A practical method to calibrate and optimise automatic exposure control devices for computed radiography (CR) and digital radiography (DR) imaging systems using the signal-to-noise ratio (SNR) metric. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 5 (2019) 035027. DOI: 10.1088/2057-1976/ab123b.
- Neitzel, U., Buhr, E., Hilgers, G. and Granfors, PR (2004) Determination of the modulation transfer function using the edge method: influence of scattered radiation. *Med Phys.* 2004 Dec;31(12):3485-91. doi: 10.1118/1.1813872. PMID: 15651631.
- Nickoloff, E.L. and Berman, H.L. (1993) Factors affecting x-ray spectra. *Radiographics.* 1993 Nov;13(6):1337-48. doi:0.1148/radiographics.13.6.8290728. PMID: 8290728.
- Nitrosi, A., Bertolini, M., Borasi, G., Botti, A., Barani, A., Rivetti, S. and Pierotti L (2009) Application of QC_DR software for acceptance testing and routine quality control of direct digital radiography systems: initial experiences using the Italian Association of Physicist in Medicine quality control protocol. *J Digit Imaging.* 2009 Dec;22(6):656-66. doi: 10.1007/s10278-008-9150-z. Epub 2008 Sep 3. PMID: 18769968; PMCID: PMC3043728.
- OIEA (2021) Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe IAEA-TECDOC-1958. Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).
- Poludniowski, G., Omar, A., Bujila, R. and Andreo, P. (2021) Technical Note: SpekPy v2.0—a software toolkit for modeling x-ray tube spectra. *Med Phys.* 2021; **<https://doi.org/10.1002/mp.14945>**
- Punnoose, J., Xu, J., Sisniega, A., Zbijewski, W. and Siewerdsen, J.H. (2016) Technical Note: spektr 3.0 - A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis. *Medical Physics*, 2016 Aug, 43(8): 4711–4717. DOI: 10.1118/1.4955438.
- Rasband W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2018.
- Samei, E. (2003). Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods. *Advances in digital radiography: RSNA*, 27710, 37-47.
- Schneider, C.A., Rasband, W.S., Eliceiri, K.W. "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis". *Nature Methods* 9, 671-675, 2012.
- Shepard, S.J., Wang, J., Flynn, M., Gingold, E., Goldman, L., Krugh K., Leong D.L., Mah E., Ogden K., Peck D., Samei E., Wang J. and Willis C.E. (2009) An exposure indicator for digital

radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). Med Phys. 2009 Jul;36(7):289-914. doi: 10.1118/1.3121505. Erratum in: Med Phys. 2010 Jan;37(1):405. PMID: 19673189; PMCID: PMC3908678.

- Strudley, C. and Looney, P. (2011) Tools for DBT QC NCCPM Tools Release 1.01. The National Coordinating Centre for the Physics of Mammography (NCCPM). Available at ***<https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>***.



SEFM

SOCIEDAD
ESPAÑOLA DE
FÍSICA MÉDICA



SEPR

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE
PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

seram

Sociedad Española de Radiología Médica