

Proyecto Fin de Carrera

Ingeniería de Telecomunicación

Pruebas de aceptación en equipos de Rayos X

Autor: Ángel Bolsico Romero

Tutoras: Begoña Acha Piñero

Carmen Serrano Gotarredona

Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2013



Proyecto Fin de Carrera
Ingeniería de Telecomunicación

Pruebas de aceptación en equipos de Rayos X

Autor:

Ángel Bolsico Romero

Tutoras:

Begoña Acha Piñero

Carmen Serrano Gotarredona

Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla
Sevilla, 2020

Proyecto Fin de Carrera: Pruebas de aceptación en equipos de Rayos X

Autor: Ángel Bolsico Romero

Tutoras: Begoña Acha Piñero
Carmen Serrano Gotarredona

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2020

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis maestros

Agradecimientos

A mi familia, fuente de apoyo constante y ejemplo de apuesta incondicional por una persona, a pesar de comienzos difíciles. Para ser buen profesional, primero hay que ser buena persona, y eso en mi casa se está bastante, y es fácil tomarlo de ejemplo.

A mis maestros, tanto de la universidad como anteriores, por saber despertar en mí el interés por la ingeniería y por el desarrollo de conocimiento en general. Particular mención a Begoña y Carmen, puesto que, además de buenas profesoras y tutoras, fueron de gran ayuda para poder hacer las prácticas que tanto empeño tenía en el Hospital. Tenía claro lo que quería, y ellas supieron verlo y ayudarme a conseguirlo. Creo que el hecho de que hoy tenga un trabajo que me encanta es en parte por eso.

A mis amigos del pueblo y a mis pimientos, por ser a partes iguales punto de evasión y apoyo sincero.

Resumen

El objetivo del trabajo es explicar la necesidad de establecer un conjunto de pruebas de control de calidad para los equipos de diagnóstico por imagen. Si bien es cierto que es altamente beneficioso en la ayuda del diagnóstico el uso de Rayos X, es verdad que el uso de este tipo de radiación conlleva una serie de riesgos biológicos que, de alguna manera, hay que controlar y verificar cada cierto tiempo con el objetivo de no estar causando más perjuicio que beneficio al paciente.

Desde que surge la necesidad de obtener una imagen para el diagnóstico hasta que se realiza el propio diagnóstico, hay un proceso en el que intervienen multitud de profesionales e instrumentos, y un fallo en cualquiera puede ocasionar desde artefactos en la imagen hasta un aumento de la dosis de radiación tanto al paciente como al personal hospitalario encargado de la parte de radiodiagnóstico.

Para ello, se va a dar en primer lugar una explicación teórica de los Rayos X y cómo actúan en el cuerpo humano, para continuar con su uso en el diagnóstico por imagen.

Una vez tratados los beneficios en cuanto al diagnóstico para los humanos, se centrará en lo perjudicial de los Rayos X, tanto para el paciente como para los profesionales que trabajan en ello, y qué criterios y magnitudes hay para expresar dicho perjuicio.

Seguidamente, se va a explicar la necesidad de realizar una serie de pruebas de control de calidad en equipos de diagnóstico por imagen, así como la necesidad de conseguir la mayor calidad de imagen empleando para ello la menor dosis posible.

Finalmente, dado que yo, como autor de este proyecto, trabajo realizando este tipo de pruebas en equipos de radiología, aportaré varios ejemplos reales de pruebas realizadas en equipos de distintas modalidades de adquisición, donde se explicará además el instrumental de medición necesario para realizar este tipo de pruebas.

Abstract

The aim of this document is to explain the need for a set of quality control tests for diagnostic imaging equipment. While it is true that the use of X-rays is highly beneficial in aiding diagnosis, it is also true that the use of this type of radiation carries a series of biological risks that, in some way, must be controlled and verified from time to time so as not to be causing more harm than benefit to the patient.

From the moment the need to obtain an image for diagnosis purposes until the diagnosis itself is made, there is a process in which a multitude of professionals and instruments are involved, and a failure in any one of them could cause from artefacts in the image to an increase in the radiation dose to both the patient and the hospital staff in charge of the radiological diagnosis.

To this end, we will first provide a theoretical explanation of X-rays and how they act on the human body, to continue with their use in image diagnosis.

Once the benefits in terms of diagnosis for humans have been dealt with, the focus will be on the harmfulness of X-rays, both for the patient and for the professionals who work in this field, and what criteria and magnitudes there are to express this harm.

Next, the need to carry out a series of quality control tests on diagnostic imaging equipment will be explained, as well as the need to achieve the highest image quality using the lowest possible dose.

Finally, as the author of this project, I am working on this type of test in radiology equipment, and I will provide several real examples of tests carried out on equipment with different acquisition methods, where the measurement instruments required to carry out this type of test will also be explained.

Índice

Agradecimientos	iii
Resumen	v
Abstract	vii
Índice	1
Índice de Figuras	¡Error! Marcador no definido.
1 INTRODUCCIÓN	3
2 DESCRIPCIÓN DE LA RADIACIÓN Y EFECTOS BIOLÓGICOS	5
2.1 <i>Rayos X</i>	5
2.1.1 Historia	5
2.1.2 Tipos de adquisiciones	6
2.1.3 Principio físico	6
2.2 <i>Efectos biológicos adversos</i>	7
3 LEGISLACIÓN	9
4 CASO PRÁCTICO: PRUEBAS DE ACEPTACIÓN EN EQUIPOS DE RAYOS	¡Error! Marcador no definido.
4.1 <i>Sala de rayos digital</i>	
4.2 <i>Mamógrafo digital</i>	28
5 CONCLUSIONES	50
Referencias	52

1 INTRODUCCIÓN

Me enseñaron que el camino del progreso no era rápido ni fácil

- Marie Curie -

La necesidad de un diagnóstico por imagen en la medicina está más que justificada, pero la historia por sí sola ha llevado a la necesidad de establecer ciertos límites en cuanto al empleo de radiación, y a que pasado dicho límite la intervención será más perjudicial que beneficiosa para el paciente.

Hablando un poco de dicha historia, es en 1999 cuando se redacta la versión inicial del vigente PECCRD (Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico), de cuya evolución y última versión hablaremos en capítulos más avanzados, pero interesa mencionar qué condicionantes dieron lugar a dicha regulación. En el estudio realizado por el OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) [1] se recogen más de 90 accidentes relacionados con la radioterapia en multitud de países, quedando latente que los errores por sobreexposición triplican a los errores por subexposición. No hay que olvidar, no obstante, que los errores por sobreexposición son más latentes porque produce manifestaciones clínicas, si bien es cierto que los errores por subexposición aumentan el riesgo de un tratamiento ineficaz.

Si se expone un ejemplo de España, cabe citar el caso de un acelerador lineal Zaragoza [3] al que se le efectuó una reparación incorrecta en 1990. El equipo entregaba una energía de 36 MeV (Mega Electrovoltio), independientemente de la energía seleccionada en la consola (la mayoría de los pacientes requerían en torno a 7 MeV). Las consecuencias fueron fatales, puesto que, de los 27 pacientes que fueron tratados con esa sobredosis, murieron 25 a causa de ello.

En Costa Rica hubo un caso de calibración errónea de la fuente radioactiva de la unidad de teleterapia [4] que afectó a 115 pacientes. Dos años después del tratamiento, al menos 17 pacientes murieron a raíz de la sobreexposición.

Uno de los casos más graves se produjo en Reino Unido entre 1982 y 1990 [1] cuando se puso en servicio un planificador de tratamientos. Los técnicos solían realizar una corrección manual con el anterior planificador, y siguieron haciéndola con el nuevo, sin saber que éste ya lo hacía de manera automática. La consecuencia fue nefasta, puesto que se trataron en ese periodo a más de 1000 pacientes, de los cuales casi 500 desarrollaron problemas debido a la subexposición del equipo.

Por último, por un fallo en el cálculo en la tasa de dosis a paciente, en Estados Unidos [1] entre 1974 y 1976 se trataron un total de 426 pacientes con tiempos de tratamiento un 50% mayor al correcto. De los 183 pacientes que sobrevivieron un año, el 34% obtuvo complicaciones severas.

Explicada la motivación de crear un protocolo para regular la dosis radiada al paciente con una serie de pruebas, el proyecto se centra concretamente en la temática de Rayos X, su uso en el diagnóstico por imagen y los riesgos que conlleva el empleo de dicha radiación en términos biológicos.

El punto fuerte de este proyecto es que, además de aportar un enfoque teórico, se va a presentar un enfoque práctico donde se van a exponer diversas pruebas realizadas a equipos de varias modalidades (equipos de rayos portátiles, mamógrafos y salas de rayos convencionales), además de una explicación del instrumental que se emplea en dichas pruebas.

2 DESCRIPCIÓN DE LA RADIACIÓN Y EFECTOS BIOLÓGICOS

Para entender exactamente la problemática del impacto de radiación en seres humanos, se hace necesaria una descripción de los Rayos X, detallando su generación y utilidad, para después centrarse en lo perjudicial en el organismo.

2.1 Rayos X

2.1.1 Historia

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) quien en ese momento era profesor de física en la Universidad de Würzburg en Alemania. Las imágenes de rayos X que presentó como prueba de su descubrimiento revolucionaron la sociedad del momento. En particular, la profesión médica estaba muy entusiasmada porque finalmente era posible mirar dentro del cuerpo humano sin usar un bisturí [5].

Desafortunadamente, en ese momento todavía no se sabía nada de los efectos secundarios de los rayos X, y muchos físicos y profesionales de la medicina enfermaron e incluso murieron. Las primeras medidas adoptadas en materia de protección contra la radiación fueron la incorporación del tubo de rayos X en una carcasa protectora, el uso del colimador para la concentración del haz de electrones y ropa protectora. Además, en 1912 se inventa el dispositivo Bucky (adquisiciones en mural), que hizo que se mejorara la calidad de las adquisiciones.

En 1918 se instala el primer equipo de rayos X para tratar un problema tan grave como lo fue la tuberculosis, pero no fue hasta 1952 cuando se implanta un sistema de detección de imagen (un intensificador de imagen) y las adquisiciones se pueden ver en una pantalla. A partir de ahí, se empieza a investigar mucho en la materia y se van consiguiendo en poco tiempo grandes logros, tanto para el paciente como para los profesionales que trabajan con los equipos: en 1965 se introduce un novedoso concepto que es colocar el tubo encima del paciente, pudiendo así realizar exámenes del tracto intestinal e imágenes angiográficas [6].

Los últimos pasos se centran en la digitalización de las imágenes y en la reducción de dosis que se le da al paciente.

2.1.2 Tipos de adquisiciones

Depende del objetivo de la adquisición o del tipo de diagnóstico que se quiera llevar a cabo, existen diferentes tipos de adquisiciones que clarifican y ayudan a diagnosticar un problema u otro:

- Radiografía convencional: Es, con mucho, la aplicación más frecuente. Se utiliza principalmente para evaluar el sistema esquelético. Ayuda a diagnosticar lesiones tales como fracturas o artrosis. Se puede incluir en este tipo de adquisición la que realizan equipos dentales.
- Fluoroscopia: Permite la observación de secuencias de movimiento real, usando para ello una tasa de dosis muy baja, pero de manera continuada. Se aplica normalmente en investigaciones del tracto gastrointestinal, donde además se requiere una deglución un elemento que cree un contraste bien definido (normalmente bario), de manera que se puede observar el tránsito de dicho elemento de contraste desde el esófago hasta el intestino.
- Angiografía: Es un examen de rayos X para la visualización de los vasos sanguíneos por medio de agentes de radiocontraste. Se usa para evaluar arterias, venas y vasos linfáticos y diagnosticar estenosis, malformaciones...
- Mamografía: Es un examen de rayos X del seno humano. Busca evidenciar cambios patológicos en el tejido mamario.
- TAC: Tomografía Axial Computerizada. Permite obtener una imagen por "cortes" de la región de interés. Se usa en situaciones que lo requieran verdaderamente, pues el nivel de radiación es mayor.

2.1.3 Principio físico

Los rayos X son ondas electromagnéticas con longitudes de onda muy cortas que se propagan linealmente a la velocidad de la luz. Se absorben en diferente medida dependiendo del grosor y la densidad del objeto irradiado.

En la carta del espectro electromagnético, los rayos X se encuentran entre la luz ultravioleta y la radiación gamma. Su longitud de onda está en el rango de 10^{-8} a 10^{-12} metros, de modo que los rayos X no son visibles para el ojo humano. Su energía se expresa en electronvoltios (eV). Los rayos X con longitudes de onda largas se llaman rayos X blandos, los rayos X con longitudes de onda cortas se llaman rayos X duros.

Hablando de su generación, se consigue gracias a la deceleración de electrones altamente acelerados en un ánodo. Para ello se emplea un tubo de rayos X en el que se aplica un alto voltaje (entre 40kV y 150 kV en radiología convencional) entre un cátodo cuyo filamento ha sido calentado y un ánodo. El resultado final es que los electrones son liberados del cátodo, acelerados y colisionan contra el ánodo.

Hay un problema energético serio en este proceso, pues el 99% de la energía que consume el tubo se disipa en forma de calor, y solo el 1% de la energía es aprovechada para el diagnóstico [6].

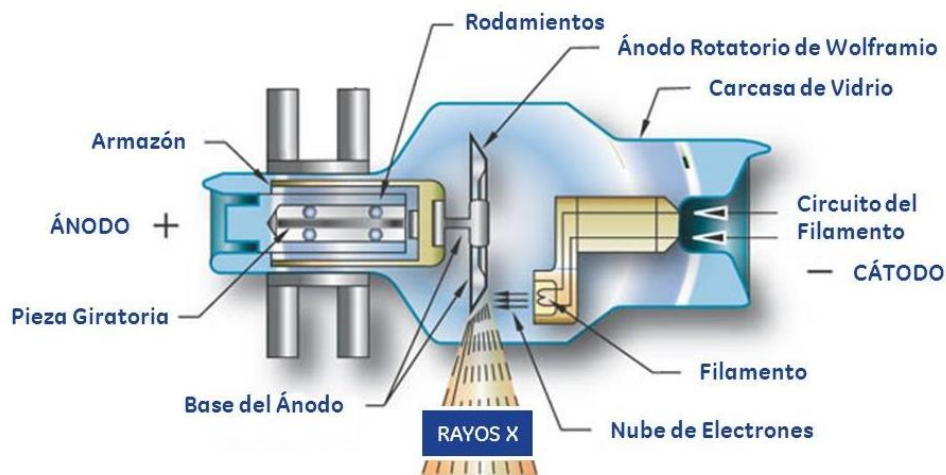


Figura 2-1. Tubo de Rayos X

2.2 Efectos biológicos adversos

La radiación tiene dos maneras de impactar sobre el organismo a nivel celular: de manera directa, ionizando las moléculas de ADN o ARN, o de manera indirecta, como resultado del impacto de radicales libres por ionización del agua (esto es debido a que el cuerpo humano está compuesto en más de un 80% de agua).

Profundizando más, si se rompen las uniones químicas entre las moléculas de ADN o ARN se transforman en estructuras anormales, lo que es llamado “mutación”. Esto puede tener efectos importantes a nivel biológico, como replicación de moléculas anómalas, pérdida de información genética y muerte celular.

Los efectos arriba descritos tienen carácter estocástico, puesto que no hay certeza de que ocurran siempre ni hay una dosis a partir de la cual se corra mayor o menor riesgo de sufrirlos. Cualquier exposición a una radiación ionizante es susceptible de introducir dichos efectos.

Hay otros efectos asociados a la radiación ionizante con carácter determinista, es decir, se van a cumplir siempre que se adquiera una dosis determinada. La gravedad de dichos efectos depende directamente de la dosis recibida, existiendo umbrales que definen dichos efectos.

Especial cuidado hay que tener con las embarazadas, pues el feto es especialmente sensible a los efectos de radiación. Una alta dosis puede incluso matar al feto, o causarle deficiencias mentales.

En la figura 2-1 se detalla una tabla con dichos umbrales que se pueden aplicar al cuerpo humano [6]:

Dosis	Efecto en todo el cuerpo
0.25 Sv	Nulo
0,25 – 1 Sv	Pequeños cambios en la sangre, por ejemplo: Disminución en el recuento de leucocitos
1 – 2 Sv	Vómitos a las 3 horas, cansancio, pérdida del apetito, cambios en la sangre. Recuperación en unas pocas semanas
2 – 6 Sv	Vómitos a las 2 horas, cambios graves en la sangre, pérdida del cabello dentro de las 2 semanas. Recuperación en 1 mes a 1 año en el 70% de los expuestos
6 – 10 Sv	Vómitos a la hora, daño intestinal, cambios graves en la sangre. Muerte en 2 semanas para el 80 a 100% de expuestos
> 10 Sv	Daño cerebral, coma, muerte.

Figura 2-1. Umbrales de radiación asociados a efectos biológicos adversos

3 LEGISLACIÓN

La verdadera sabiduría está en reconocer la propia ignorancia.

- Sócrates -

Dados los problemas asociados a la administración de Rayos X expuestos en el punto anterior, se comienza a redactar en 1999 por las sociedades españolas de Física Médica, de Protección Radiológica y de Radiología Médica un texto para establecer y unificar un conjunto de pruebas de control de calidad para todas las unidades asistenciales de Radiodiagnóstico. Dicho Real Decreto [7] define una unidad asistencial de Radiodiagnóstico como la combinación del equipo de rayos X con fines médicos y los recursos humanos adscritos al mismo, y defiende la justificación de la realización de la exploración con rayos X y la optimización de la misma.

Así, se definirá un indicador de dosis a paciente y un indicador de calidad de imagen para su evaluación, junto a una tasa de rechazo o repetición de imágenes para estudiar la exposición extra de los pacientes. Se plantea también una descripción de los recursos humanos y material necesario para que el equipo funcione correctamente, ya sean usuarios del equipo en la propia exploración o personal encargado de verificación anual del correcto funcionamiento del sistema.

Hablando en profundidad de dicha verificación anual, el objetivo no es otro que detectar problemas en calidad de imagen que provoquen problemas en el diagnóstico o problemas en cuanto a dosis recibida por los pacientes antes de que sean significativos.

Para detallar los procedimientos de control de calidad se toma como documento base el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Su primera revisión se elabora en 2002 [8], y además de detallar dichos controles de calidad, se expresa la necesidad de llevar un registro de los mismos con el objetivo de llevar un seguimiento del equipo que indique si todo está en orden o el diagnóstico está decayendo, siendo necesarias incluso acciones correctivas en el equipo si pasara de unas tolerancias establecidas en dicho protocolo. Las pruebas de control de calidad se pueden dividir en tres categorías: aceptación, referencia y constancia:

Las pruebas de aceptación tienen como objetivo demostrar que se cumplen las especificaciones de compra definidas por el fabricante. Las realiza un representante del fabricante (normalmente, un ingeniero de campo) junto con un representante del comprador (normalmente, un radiofísico), y se deben realizar cuando el equipo está totalmente instalado y la sala acondicionada en su totalidad: si se ha hecho reforma en la sala, las pruebas de aceptación deberán hacerse cuando la reforma esté finalizada, ya que hay pruebas de comprobación de dosis radiada al exterior y si por ejemplo las ventanas o puertas no son definitivas, esas pruebas no valdrían.

Por su parte, las pruebas de referencia se realizarán justo antes de la puesta en funcionamiento real con pacientes, fijando así un estado inicial para tomar como estado “original” del equipo. Si hay cambios significativos en algún elemento que afecte tanto a dosis como a geometría, el estado de referencia cambia y se establecen nuevas pruebas de referencia que reflejen esos cambios.

Las pruebas de constancia, finalmente, se realizan para verificar que el equipo, a lo largo del tiempo, no ha variado en sus parámetros significativamente de su estado de referencia. En el PECCRD viene especificada, en cada prueba, la tolerancia y periodicidad de las pruebas, tomando medidas en caso de que algún parámetro se encuentre fuera de tolerancia. Si las medidas repercuten en un cambio de cualquier elemento significativo, de nuevo se establecería un nuevo estado de referencia.

Es muy interesante particularizar en los indicadores de la calidad en radiodiagnóstico, ya que son la base de dichas pruebas descritas:

- Indicador de dosis al paciente: el objetivo es seguir el principio ALARA (“As Low As Reasonably Achievable”), es decir, dar la menor dosis posible pero siempre garantizando que es posible el diagnóstico médico. Este indicador (DSE: dosis superficie a la entrada) tiene unos valores de referencia para abdomen, columna, cráneo, tórax, pelvis y mama. Se realizan varias proyecciones y se compara la dosis obtenida con la referencia. En caso de pacientes pediátricos, los valores son distintos (obviamente, inferiores). La DSE se mide en mGy (miligrey), y un grey en el SI se define como la absorción de un julio de energía de radiación por kilogramo de materia.
- Indicadores de calidad de imagen: test de resolución de imagen o fantasmas que definan un conjunto de hallazgos que se puedan volver a comprobar en el tiempo. El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico no define tolerancias al respecto, así que se suele tomar referencias del fabricante para ello.
- Tasa de rechazo de imágenes: Se hace evidente la necesidad de reducir el número de radiografías rechazadas o repetidas, fruto normalmente de no colocar bien al paciente cuando se va a realizar la intervención o de la aplicación de una técnica inadecuada a la hora de tomar la adquisición. Obviamente, cuando se repite una radiografía se duplica (como mínimo) la dosis administrada a paciente, así que es necesario controlar dicho parámetro. Se debe estudiar el motivo del rechazo de la imagen y establecer un plan de acción sobre dicho motivo. En sistemas digitales, debe mantenerse en torno al 2-3%.

La continua investigación en el campo del diagnóstico por imagen, junto con el avance en la tecnología y la inclusión de nuevos diagnósticos fuera de los propios Servicios de Diagnóstico por la Imagen motivó en 2011 un nuevo Protocolo, que es el que está vigente actualmente.

El cambio mas radical y por el que es necesario dicho Protocolo es la digitalización de las adquisiciones, favoreciendo su transmisión y el postprocesado (muy importante, ya que permite aplicar técnicas de procesamiento digital a la imagen y, con ello, evita tener que repetir la adquisición y radiar nuevamente al paciente). También se considera necesario añadir sistemas no relacionados radiaciones ionizantes (Resonancia Magnética y Ecografía), así como sistemas que si emplean radiaciones ionizantes pero que no estaban contemplados en el anterior protocolo (equipos dentales panorámicos, densitometría ósea...). Se detallan en el siguiente punto las pruebas de aceptación obligatorias en dicho PECCRD aplicadas a equipos concretos, con lo que carece de sentido explicarlas aquí.

Se deja como referencia, no obstante, el PECCRD, en el que se pueden consultar en detalle las pruebas que corresponden a cada tipo de adquisición, y dentro de eso cada prueba con su tolerancia definida. [9].

4 CASO PRÁCTICO: PRUEBAS DE ACEPTACIÓN EN EQUIPOS DE RAYOS

La esperanza es un estimulante vital muy superior a la suerte.

- Friedrich Nietzsche -

En éste capítulo se va a mostrar varias aplicaciones reales de las ya comentadas pruebas de aceptación para equipos de Radiología. Las pruebas de aceptación no se realizan solo cuando se instala un equipo nuevo, sino cuando se hace algún cambio significativo en éste. Si, por ejemplo, se ha realizado el cambio de un tubo en el sistema, habrá que elaborar un documento en el que se realicen pruebas de aceptación de todo lo que afecta al tubo.

En concreto, se van a detallar las pruebas de aceptación para una instalación de una sala de rayos digital y un mamógrafo. Los casos que se exponen a continuación son casos reales que he realizado yo como ingeniero de campo: la sala de rayos digital se instaló en diciembre en el Hospital Virgen Macarena, y el mamógrafo en el Hospital Fátima, también de Sevilla.

4.1 Sala de rayos digital

Este ejemplo trata sobre una sala de rayos digital robotizada de última generación, en la que, solamente fijando el programa de órganos, el sistema es capaz de manera autónoma de colocar el tubo y el detector a la distancia y con el centraje preciso para la adquisición.



Figura 4-1. Sala de rayos digital robotizada

En lo que a pruebas de aceptación se refiere, se dividirán en varios grupos:

- 1) Alineación y centrado del sistema, ortogonalidad y coincidencia luz-rayos.
- 2) Generador (tensión, filtración, rendimiento)
- 3) Detector (función respuesta, CAE (control automático de exposición), uniformidad)
- 4) Calidad de imagen (resolución espacial, sensibilidad y SNR)

Si hay varios detectores, como es el caso de la sala a comentar, que tiene un detector para la mesa y otro en el Bucky mural, habrá que realizar los puntos 1, 3 y 4 para el nuevo detector, ya que los valores obviamente son distintos a los obtenidos para el primer detector.

A continuación, se va a exponer las pruebas aplicables del Real Decreto a este tipo de sala, con una breve explicación de cada una de ellas.

Para entender mejor la descripción de cada una, la manera de proceder para cada prueba concreta está descrita en “Método”, siendo el apartado “Tolerancia” lo que se especifica en el RD.

4.1.1 Alineación y centrado del Sistema, ortogonalidad y coincidencia luz-rayos

Para las pruebas DG004 y DG006 (figuras 4-3 y 4-4), se habla de emplear un instrumento RMI (o similar). En este caso concreto, se emplea un instrumento similar denominado ETR1, que es un maniquí con una rejilla radioopaca, de manera que, al disparar sobre ella, en la imagen resultante se podrá observar esa rejilla.

Para la correcta comprensión de las pruebas, se adjunta descripción gráfica del instrumento en la figura 4-2:



Figura 4-2. Instrumento ETR1

Para la prueba que se detalla en la figura4-3, se debe colimar al rectángulo deseado y se hace un disparo en las condiciones que se especifican (50kV y mAs automáticos, con rejilla y distancia foco-detector de 115cm), de manera que se obtiene una relación de coincidencia entre luz y rayos, que no debe sobrepasar el límite de tolerancia del 2%.

Se comprueba además el centraje del detector, ya que se trazan dos diagonales desde las esquinas del área radiada y se comparan con las diagonales de la imagen total, que será el centro del detector. Sabremos así si, efectivamente, el centro del detector es el mismo centro del haz de radiación.

DG004 Alineación y centrado campo luz-campo radiación-campo registro

Tolerancia:	<p>Alineación de rayos X/haz luminoso: Suma de las desviaciones absolutas en los bordes inferiores al $\pm 2\%$ de la distancia entre el foco y el maniquí de colimación para cada dirección principal. La suma total de las desviaciones absolutas no excederá, por otra parte, el 3% de la distancia entre el foco y maniquí de colimación.</p> <p>Centrado del haz de rayos X/haz luminoso: La alineación de la cruceta del diafragma del haz luminoso con el centro del haz de rayos X no debe desviarse más de $\pm 1\%$ de la distancia del foco al detector de imagen.</p> <p>Alineación del campo de registro en posiciones extremas: Cuando el eje del haz de rayos X es perpendicular al plano del receptor de imagen, el sistema de imagen está colocado en un bucky y el equipo dispone de enclavamientos u otros sistemas para centrar el bucky con el tubo de RX, el centro del campo de rayos X y el centro del receptor de imagen deben estar alineados dentro del 1 % de la distancia foco-receptor de imagen.</p> <p>Fuente: PECCR</p>		
Método:	<p>Realizar un disparo con RMI sobre la mesa y colimado al rectángulo. Evaluar la imagen y anotar la suma de las desviaciones en ambos ejes (valores negativos indican que el campo radiado es menor que el campo luminoso).</p> <p>Trazar 2 diagonales desde las esquinas del área radiada y anotar la distancia entre el centro del campo luminoso (cruz RMI) y centro del haz de radiación (cruz diagonales trazadas).</p> <p>Trazar 2 diagonales desde las esquinas del monitor y anotar la distancia entre el centro del haz de radiación y el centro del detector (distancia entre las 2 cruces dibujadas) En posiciones extremas</p>		
Kv	50	SID (cm)	115
mAs	Auto	Rejilla	SI
ms		Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	0
Intomat	Central	Colimación:	Objeto

Distancia foco-objeto (cm) cm

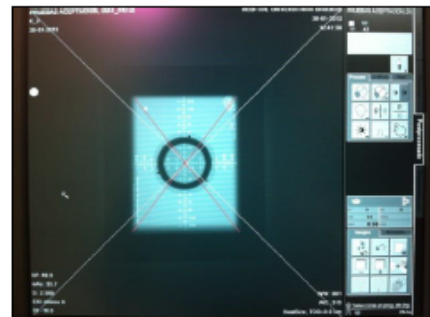
Alineación luz-radiación

	cm	Desviación
Pies-Cabeza	1	0,93%
Izquierda-Derecha	1	0,93%

Máx. suma desviación absd	0,93%
Suma total desv. absolutas	1,85%

Centrado campo luz-campo radiación

	cm	Desviación
Distancia entre centros	0,11	0,10%



Alineación campo radiación-campo registro en posiciones extremas

Distancia Más Próxima cm

Distancia Más Lejana cm

	cm	Desviación
Distancia entre centros (Próxima)	0,06	0,10%
Distancia entre centros (Lejana)	0,03	0,02%
Máx. suma desviación absoluta		0,10%

Instrumento: ETR1

Resultado:

1,85 %	Alineación Luz-Rad
0,1 %	Centrado Luz-Rad
0,1 %	Rad-Detector

Figura 4-3. Prueba DG004

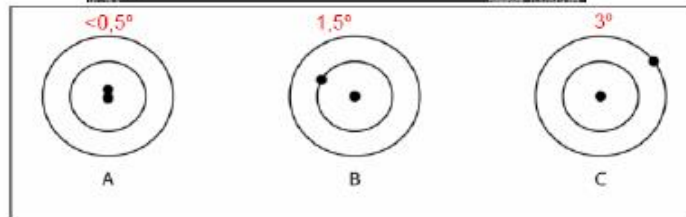
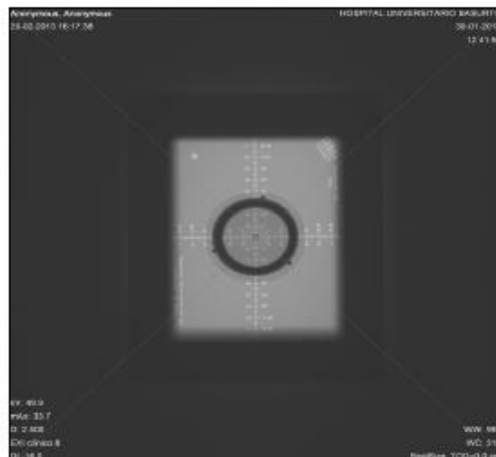
Aprovechando la disposición del ETR1 (figura 4-2) en la prueba anterior, podemos notar que cuenta con un vaso de perpendicularidad, que tiene un cilindro en la parte superior y otro en la inferior. Al hacer la adquisición, se verifica que el cilindro superior está dentro del inferior, lo que nos garantiza que el detector está dispuesto perfectamente ortogonal al tubo emisor.

DG006 Ortogonalidad del haz de Rayos X y del receptor de imagen

Tolerancia:	El ángulo que forman el eje central del haz de rayos X y el plano del receptor de imagen no deberá desviarse de los 90° más de 1,5°. Fuente: PECCR 2011
-------------	--

Método:	Realizar un disparo a 50 kV cámara central con RMI collimator test tool y vaso de perpendicularidad. Anotar grados según imagen tomada.
---------	---

Kv	50	DFO (cm)	115
mAs	Auto	Rejilla	SI
ms		Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	0
lontomat	Central	Colimación	Objeto



Instrumento: ETR1

Resultado: 0°

Figura 4-4. Prueba DG006

4.1.2 Generador (tension, filtración, rendimiento)

Las pruebas de esta sección se realizan gracias al uso de medidores digitales de distintos aspectos propios del generador que hacen la tarea bastante mas amena. Con un disparo te miden características del tubo como kV (kilovoltios), mAs (miliamperios por segundo), ms (milisegundos) y uGy (microGrays). De esta manera, en esta sección se trata de disparar bajo unas condiciones y realizar mediciones, comprobando que los resultados están dentro de especificaciones detalladas en el RD. Ejemplos de estos medidores digitales son Piranha, de la marca RTI, o Unfors, de la marca Raysafe.

Para este caso concreto, se ha empleado el Piranha, puesto que tiene un medidor que se conecta por Bluetooth al PC, y, dado que el ingeniero se encuentra fuera de la sala disparando, hace la tarea mucho más sencilla el hecho de no tener cables conectados que puedan sufrir al tener que cerrar la puerta con éste en medio.

DG007		Exactitud de la tensión				
Tolerancia:		Desviaciones con respeto al valor nominal < 10 %				
Fuente:		PECCR 2011				
Método:		Colocar medidor a 1 metro del foco sin que el rayo incida sobre el detector. Realizar 3 disparos con 60, 81 y 117 Kv, 20mAs. Anotar kV y tiempo. Realizar 2 disparos con 81 Kv, 10 y 40 mAs. Anotar kV y tiempo IMPORTANTE: Una vez realizada esta prueba hay que comprobar que la DG013 esté en tolerancia antes de seguir. Si no lo está, habría que corregir la filtración del tubo y volver a empezar.				
Kv	60,81 y 117	DFO (cm)	100			
mAs	10, 20 y 40	Rejilla	NO			
ms	20, 50 y 100	Filtración interna	0			
Foco	F.G.	Filtración externa	0			
lontomat		Colimación	Objeto			
kV seleccionado	Kv medidos	Desv. kV %	mAs	ms	ms medidos	uGy
60	59,45	-0,92%	20	50	49,17	685,7
81	80,36	-0,79%	20	100	98,86	1241
117	117,73	0,62%	20	200	197,7	2378
kV seleccionado	Kv medidos	Desv. kV %	mAs	ms	ms medidos	uGy
81	80,15	-1,05%	10	100	98,36	613,9
81	80,36	-0,79%	20	100	98,86	1241
81	80,44	-0,69%	40	100	89,88	2500

Figura 4-5. DG007

Se realiza el cálculo de la media y se obtiene 1,05%, muy inferior al 10% marcado en el RD. Con respecto al aviso de comprobación de la DG013, se comentará en su prueba respectiva.

La siguiente prueba (figura 4-6) consiste en medir la capacidad que tiene el sistema a repetir el mismo disparo fijando la misma técnica (repetitividad), así como la capacidad que tiene el sistema de administrar una dosis equivalente, jugando con los mAs. Este comportamiento es debido a que hay una relación lineal entre mAs y dosis, de manera que, si se doblan los mAs, la dosis debe verse incrementada en la misma proporción.

DG008 Repetibilidad y reproducibilidad de la tensión

Tolerancia:	Repetibilidad: Coeficiente de variación < 5 % Reproducibilidad: Coeficiente de variación < 10 % Fuente: PECCR 2011
--------------------	--

Método:	Colocar medidor a 1 metro del foco sin que el rayo incida sobre el detector. Realizar 5 disparos a 81Kv, 20 mAs, 100 ms. Reproducibilidad desde DG007
----------------	--

Kv	81	DFO (cm)	100
mAs	20	Rejilla	NO
ms	100	Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	0
lontomat		Colimación	Objeto

Repetibilidad

kV seleccionado	Kv medidos	Desv. %	mAs	ms	ms medidos	uGy
81	80,36	-0,79%	20	100	98,86	1241
81	80,27	-0,90%	20	100	98,88	1242
81	80,33	-0,83%	20	100	98,85	1241
81	80,25	-0,93%	20	100	98,87	1241
81	80,29	-0,88%	20	100	98,85	1241

Promedio 80,30
Coef. Variación 0,06%

Reproducibilidad

kV seleccionado	Kv medidos	Desv. %	mAs	ms	ms medidos	uGy
81	80,15	-1,05%	10	100	98,36	613,9
81	80,36	-0,79%	20	100	98,86	1241
81	80,44	-0,69%	40	100	89,88	2500

Promedio 80,32
Coef. Variación 0,19%

Instrumento: PIRANHA

Resultado repet.:	0,06%
Resultado repro.:	0,19%

Figura 4-6. DG008

La prueba contenida en la figura 4-7 refleja la filtración que presenta el tubo. El ya mencionado Piranha calcula de manera directa la HVL (Half Value Layer), así que solo tenemos que poner la técnica que se define en el RD y disparar. Se aprovecha esta prueba para explicar qué es HVL, en castellano Capa Hemirreductora, es el espesor de un terminado material absorbente que habría que interponer para reducir a la mitad la dosis de exposición. Es una manera de ver la filtración del tubo y ver que está en tolerancia, de no ser así, se estaría radiando más de lo necesario al paciente. Va muy relacionada con la prueba siguiente.

DG009 Filtración. Capa hemirreductora

Tolerancia:	Filtración > 2,5 mm equivalentes de aluminio para equipos que funcionen con tensiones nominales pico > 70 kV. Fuente: PECCR 2011		
Método:	Colocar medidor a 1 metro del foco sin que el rayo incida sobre el detector. Realizar varios disparos aumentando la filtración de aluminio en colimador. Anotar dosis en uGy. Para equipos que nos calculen la HVL con un solo disparo, anotar en HVL directo.		
Kv	70	DFO (cm)	100
mAs	10	Rejilla	NO
ms		Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	Al
lontomat		Colimación	Objeto

Figura 4-7. DG009

Los valores de la figura 4-8 son importados de la figura 4-5. Es por eso que, si ésta prueba no está en tolerancia, habrá que modificar el sistema para que lo esté. La manera de modificar el sistema sería añadir o quitar a la salida del tubo unas láminas de 0.5mm de Aluminio que se usan con este fin, con el de poner en tolerancia el rendimiento. Está muy relacionado con la prueba anterior, puesto que mayor es el rendimiento, menor es la Capa Hemirreductora que se puede medir. Si tiene mucho aluminio puesto, tendrá un rendimiento menor (hay menos rayos generándose que llegan a impactar) y, por tanto, tendrá una Capa Hemirreductora mayor.

DG013 Valor del rendimiento

Tolerancia:	Rendimiento a 1m > 25 µGy/mAs a 80 kV reales y 2,5 mm Al de filtración total. De modo orientativo, a 80 kV y con una filtración estimada entre 2,5 y 5 mmAl, el rendimiento estará entre 30 y 65 µGy/mAs a 1m del foco. Fuente: PECCR 2011		
Método:	Colocar medidor a 1 metro del foco sin que el rayo incida sobre el detector. Disparos copiados de DG007		
Kv	81	DFO (cm)	100
mAs	10,20,40	Rejilla	NO
ms	100	Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	0
lontomat		Colimación	Objeto

Kv	mAs	ms	Dosis (uGy)	uGy/mAs
81	10	100	613,9	61,39
81	20	100	1241	62,05
81	40	100	2500	62,50

Promedio 61,98

Figura 4-8. DG013

Para la prueba descrita en la figura 4-9, se toman valores de la figura 4-6 para comprobar que la repetitividad del rendimiento está dentro de tolerancia. Es un hábito que se hace mucho en pruebas de aceptación, tomar valores adquiridos en una prueba para usarlos en otra, así podemos trabajar mas rápido y no hacemos sufrir tanto al tubo disparando tantas veces seguidas en tan poco tiempo.

DG014 Repetibilidad del rendimiento

Tolerancia:	Coficiente de variación < 10 %
Fuente:	PECCR 2011

Método:	Colocar medidor a 1 metro del foco sin que el rayo incida sobre el detector. Disparos copiados de DG008
----------------	--

Kv	81	DFO (cm)	100
mAs	20	Rejilla	NO
ms	100	Filtración interna	0
Foco	F.G.	Filtración externa	0
lontomat		Colimación	Objeto

Kv	mAs	ms	Dosis (uGy)	uGy/mAs
81	20	100	1241	62,05
81	20	100	1242	62,1
81	20	100	1241	62,05
81	20	100	1241	62,05
81	20	100	1241	62,05

Promedio	62,06
Coef. Variación	0,04%

Figura 4-9. DG014

En la prueba DG015 (figura 4-10) se toman valores de variación de la repetitividad con la corriente y con la carga de una prueba anterior (figura 4-5), añadiendo, además, los datos del foco fino. Los tubos de las sayas de rayos convencionales tienen dos tipos de focos, es decir, el tubo es capaz de trabajar de dos modos distintos, en función de las necesidades de la adquisición: foco fino, que da una mayor calidad de imagen, pero requiere un tiempo de exposición mayor, y foco grueso, que da peor calidad de imagen, pero requiere menor tiempo de disparo.

DG015 Variación del rendimiento con la corriente y con la carga

Tolerancia:	Coeficiente de linealidad $\leq 0,1$ entre pasos consecutivos y la variación máxima respecto de 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 %. Fuente: PECCR 2011
--------------------	---

Método:	Realizar 3 disparos a 81 KV, 10,20 y 40 mAs con Foco Fino. Anotar dosis en uGy. Los valores de F.G. son copiados de DG007
----------------	---

Kv	81	DFO (cm)	100
mAs	10,20,40	Rejilla	NO
ms	100	Filtración interna	0
Foco	F.F.	Filtración externa	0
Intomat		Colimación	Objeto

Foco Grueso

Kv	mAs	ms	Dosis (uGy)	uGy/mAs	Coef. Linealidad
81	10	100	613,9	61,39	
81	20	100	1241	62,05	0,005
81	40	100	2500	62,50	0,004
Promedio				61,98	
Coef. Variación				0,90%	

Foco Fino

Kv	mAs	ms	Dosis (uGy)	uGy/mAs	Coef. Linealidad
81	10		614	61,40	
81	20		1280	64,00	0,021
81	40		2467	61,68	0,019
Promedio				62,36	
Coef. Variación				2,29%	

Instrumento: PIRANHA Resultado linealidad: 0,0207
 Resultado desviación: 2,29%

Figura 4-10. DG015

4.1.3 Detector (Función respuesta, CAE, uniformidad)

La función respuesta del detector (figura 4-11) es la prueba más representativa de un detector digital. Se estudia el comportamiento del detector, en forma de VMP (valor medio de píxel) y DTP (desviación típica), con respecto a la dosis que debe llegar al detector. El fabricante del detector debe dar un valor teórico de referencia, que se compara con el valor de la pendiente que obtenemos en la prueba. Además, puesto que los disparos que se van realizando tienen un carácter lineal en cuanto a mAs (ya se ha comentado que la linealidad de mAs debe dar como respuesta una linealidad en dosis), se extrae también la linealidad que muestra el detector.

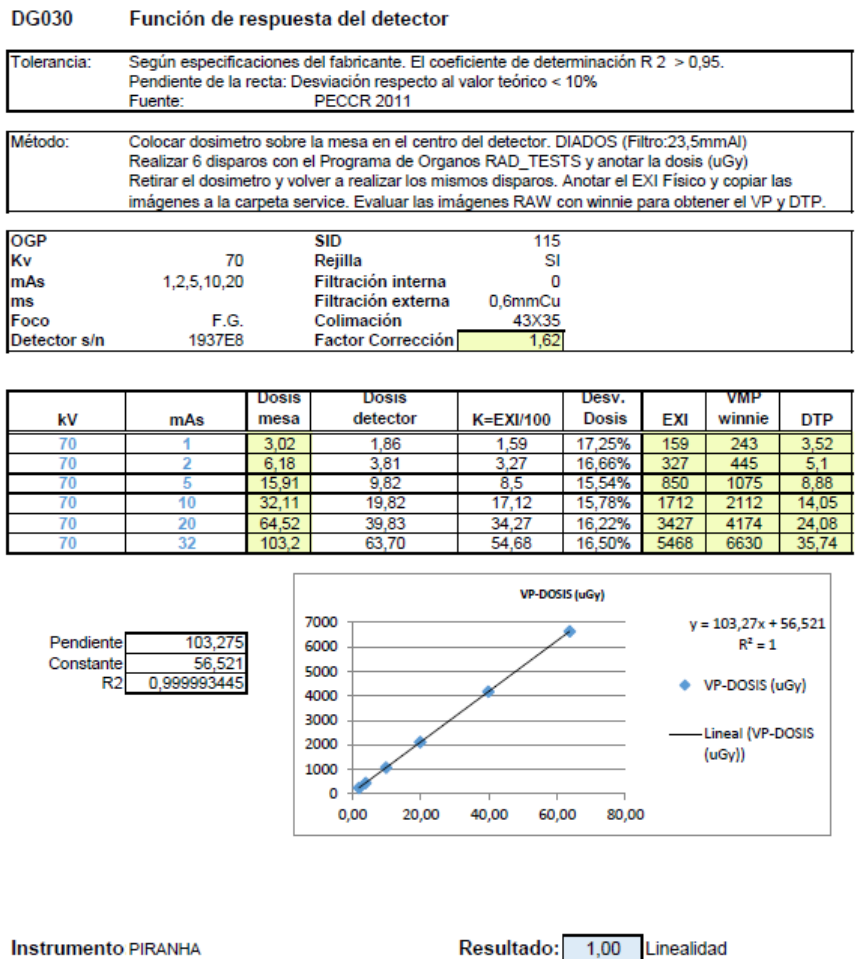


Figura 4-11. DG030

Cabe destacar que el detector mide la dosis que está recibiendo en forma de EXI (Quality Control Exposure Index), de manera que se va a explicar en este punto qué es EXI y cómo se calcula:

El valor EXI se calcula dentro de una ROI, que se define como 1/9 de la forma rectangular del área colimada. El sistema de manera autónoma detecta las líneas de colimación y las excluye de la imagen a dividir en 9 partes, para que no interfieran en el cálculo del valor medio que se realiza.

En esta ROI se calcula el valor medio de la señal. Este cálculo del valor medio debe ejecutarse sobre la Raw Data (imagen en bruto), no sobre la imagen procesada. En caso de una ROI demasiado pequeña, en la que no se pueda calcular 1/9, se utiliza la ROI entera.

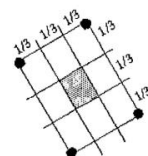


Figura 4-12. Definición de ROI para cálculo de EXI

La prueba contenida en la figura 4-13 compara la dosis obtenida en mesa con la sonda con el valor de EXI que registra el detector. Es, simplemente, una comprobación de que el EXI está efectivamente midiendo la dosis, dentro de una tolerancia, y toma los valores de la prueba anterior (figura 4-12).

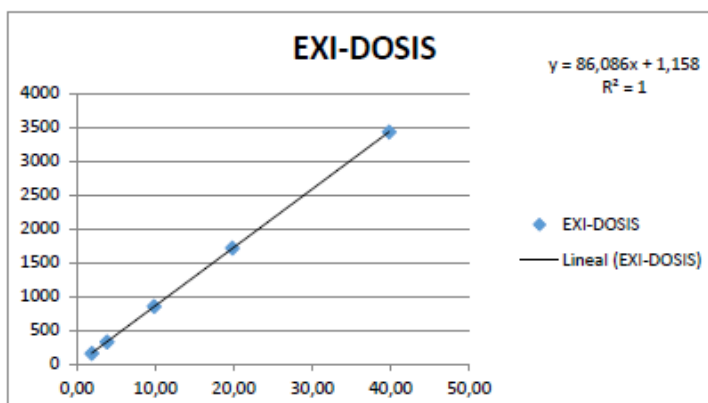
DG037 Calibración del indicador de dosis del detector

Tolerancia: La dosis obtenida a partir del indicador de exposición y la medida deben coincidir dentro de un $\pm 20\%$.
Fuente: PECCR

Método: Obtener varias imágenes con la carga necesaria para irradiar al detector ente 1 μGy y 50 μGy . Se pueden aprovechar las imágenes de la prueba DG030. En cada imagen obtener el índice de exposición correspondiente indicado por el equipo. Despejando la exposición en las ecuaciones que definen el índice de exposición proporcionadas por el fabricante, se obtiene la exposición para cada imagen, en μGy . Este valor debe compararse con el medido por la cámara. Disparos copiados de DG030.

OGP		SID	115
Kv	70	Rejilla	SI
mAs	1,2,5,10,20	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	0,6mmCu
Foco	F.G.	Colimación	43X35
Detector s/n	1937E8	Factor Corrección	1,62

kV	mAs	Dosis mesa	Dosis detector	K=EXI/100	Desv. Dosis	EXI	VP winnie
70	1	3,02	1,86	1,59	17,25%	159	243
70	2	6,18	3,81	3,27	16,66%	327	445
70	5	15,91	9,82	8,5	15,54%	850	1075
70	10	32,11	19,82	17,12	15,78%	1712	2112
70	20	64,52	39,83	34,27	16,22%	3427	4174



Instrumento: PIRANHA

Resultado: 17,25%

Figura 4-13. DG037

Para la prueba detallada en la figura 4-14, primero es importante explicar qué es el CAE (control automático de exposición). Se trata de un sensor que mide la carga del tubo, de manera que, a partir de un valor de exposición determinado, fijado de fábrica, el sistema debe cortar automáticamente. Tanto si es un paciente más grueso, como si el tubo debe colocarse más lejos, el sistema es capaz de realizar la exposición con la técnica adecuada para que corte en un determinado valor de exposición (valor medio de píxel).

El CAE tiene varias cámaras de medición, no solamente la central. En esta prueba se esta trabajando solamente con la central, pero en pruebas más adelante se realizará una prueba donde se trabaja con cada una por separado, y con todas a la vez. Es importante que haya varias posiciones, porque no siempre vas a poder ubicar el objeto del estudio en la parte central.

DG023 Ajuste del CAE para la posición central del selector. Repetibilidad del CAE

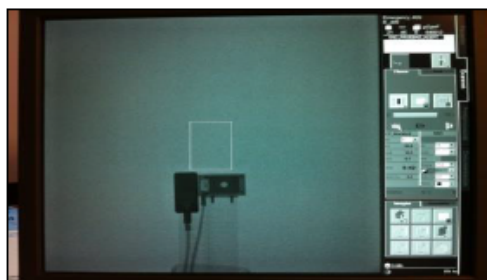
Tolerancia:	La variación de la dosis en el receptor de imagen con respecto al valor de referencia inicial < 20 %. Repetibilidad: Coeficiente de variación < 10 % tanto para la dosis estimada como para los valores de carga obtenidos. Fuente: PECCR
--------------------	---

Método:	Realizar 5 disparos con 81kV, cámara central y 2,1 mmCu. Anotar mAs, EXI (si es digital) y dosis sobre tablero
----------------	---

OGP		SID	115
Kv	81	Rejilla	SI
mAs	Auto (2,5 uGy)	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	2,1mmCu
Foco	F.G	Colimación	43X35
Intomat	Central	Factor Corrección	1,62

2,1 mmCu Valor de Referencia 2,5 uGy

kV	mAs	EXI	Dosis medida	Dosis Detector	Desviación Estimada>Valor Ref.
81	6,45	270	3,94	2,43	-2,72%
81	6,58	274	4,01	2,48	-0,99%
81	6,5	271	3,92	2,42	-3,21%
81	6,54	273	3,99	2,46	-1,48%
81	6,55	273	3,99	2,46	-1,48%
Promedio	6,524	272	3,97	2,45	-0,020
Coef. Variación	0,77%	0,60%	0,96%	0,96%	-47,60%



Instrumento: PIRANHA

Resultado: 3,21%

Figura 4-14. DG023

Como se comentaba en la prueba anterior, para esta nueva prueba (figura 4-15) se varía el espesor y la tensión de la técnica. Se varían las condiciones de disparo para ver si el CAE tiene un comportamiento correcto, y corta en el valor de exposición que debe.

Cabe destacar en este punto que la variación de espesor se consigue gracias a añadir placas de cobre de distinto espesor a la salida del colimador (tiene unas ranuras preparadas para tal fin). Es característico de este tipo de prueba que en condiciones más lejanas 81kV, que es con la técnica con la que se ajusta, los valores tienen mayor desviación. Sin embargo, el cambio de espesor no hace que se incremente tanto dicha desviación.

DG026 Compensación CAE para distintos espesores y diferentes tensiones

Tolerancia: Desviaciones de la dosis en el receptor de imagen estimada $\leq \pm 20\%$ respecto de los valores obtenidos en la prueba DG023.

Fuente: PECCR

Método: Realizar 4 disparos variando tensión y 2 disparos variando espesores de Cu. Anotar los valores de mAs, EXI y dosis.

OGP		SID	115
Kv		Rejilla	SI
mAs	Auto (2,5 uGy)	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	1,2/2,1/3 mm
Foco	F.G	Colimación	43X35
Iontomat	Central	Factor Corrección	1,62

Variando la Tensión

kV	mAs	EXI	Dosis medida	Dosis Detector	Desviación valor medio
60	133,75	291	4,37	2,70	10,08%
81	6,55	273	3,99	2,45	0,00%
81	6,51	291	4,29	2,65	8,06%
90	3,44	301	4,15	2,56	4,53%
109	2,09	316	4,62	2,85	16,37%

Variando los Espesores

kV	mmCu	mAs	EXI	Dosis medida	Dosis Detector	Dev. Valor M DG023
81	1,2	2,18	288	4,09	2,52	3,02%
81	2,1	6,6	273	3,99	2,45	0,00%
81	3	18,23	310	4,14	2,56	4,28%

Instrumento: PIRANHA

Resultado dev. tensión: 16,37%
Resultado dev. espesores: 4,28%

Figura 4-15. DG026

4.1.4 Calidad de Imagen (Resolución especial, sensibilidad, SNR)

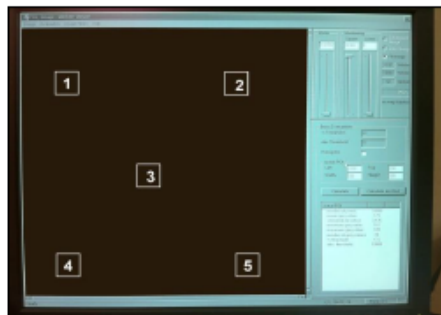
La primera prueba de calidad de imagen es la contenida en la figura 4-16. Se realiza de manera que garantiza la uniformidad en la imagen, es decir, que el detector registre el mismo valor medio de píxel y desviación estándar en toda su superficie. Para ello, se crean 5 ROIs y se comparan los valores entre ellos, respetando siempre una tolerancia.

DG028 Uniformidad de la imagen

Tolerancia:	La desviación máxima de los valores medios de píxel (VMP) de las diferentes ROIs (centro de la imagen digital y centro de los cuatro cuadrantes) con respecto al VMP promedio de las 5 ROIs será $\leq \pm 10 \%$ La desviación máxima de la relación señal ruido de las ROI's individuales con respecto al valor de la RSR promedio de las 5 ROIs debería ser $< \pm 20 \%$ Fuente: PECCR La desviación máxima de los valores medios de píxel (VMP) de las diferentes ROIs con respecto al VMP del ROI central será $\leq 25\%$ Fuente: IQAP
--------------------	---

Método:	Realizar prueba con 70Kv, cámara central, dosis 2,5uGy y 2,1mmCu. Anotar valores de PIXEL y DTP. Para ello una vez en winnie seleccionamos cada uno de los ROI, hacemos click en calculate y anotamos valores de mean greyvalue(VP) y standard deviation(DTP). Hacer sin rejilla si está fuera de tolerancia.
----------------	---

OGP		SID	115
Kv	70	Rejilla	SI
mAs	Auto	Filtración interna	0
Foco	F.G	Filtración externa	2,1mmCu
Detector s/n	1937E8	Colimación	43X35



PECCR (VMP+DTP)

	VMP	DTP	RSR
1 SUP-IZQ	406	5,12	79,30
2 SUP-DCHO	408	4,69	86,99
3 CENTRO	421	5,03	83,70
4 INF-IZQ	386	4,75	81,26
5 INF-DCHO	390	4,60	84,78
VMP	402,2	PROMEDIO	83,21
Desv. Máx. VMP	4,67%	Desv. Máx	4,70%

Instrumento: PIRANHA

Resultado (VMP): 4,67%
Resultado (RSR): 4,70%

Figura 4-16. DG028

La figura 4-17 contiene dos pruebas de calidad de imagen puramente. Este tipo de pruebas no son tan importantes como la dosis recibida por el paciente o la geometría, pero son importantes en cuanto a la evaluación del equipo a lo largo del tiempo. Es decir, cuando los radiofísicos del centro hospitalario hacen sus revisiones anuales, comparan los resultados que obtienen en sus pruebas con esta prueba.

La Prueba 1 se hace con una rejilla que tiene distintos pares de línea cada vez más pequeños, de manera que llega un punto en el que no es posible ver las líneas claramente diferenciadas.

La Prueba 2 estudia la MTF (Modulation Transfer Function), y extrae una relación entre el contraste y la resolución que es capaz de alcanzar el equipo. Se usa un patrón, y en este caso el software propio del equipo realiza los cálculos necesarios, arrojando una tabla como la que se adjunta y un resultado a 1lp/mm (pares de línea por milímetro). El fantoma que se usa para ésta segunda prueba es el que se representa en la figura 4-18.

DG032 Resolución espacial

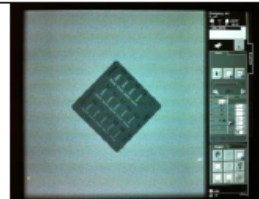
Tolerancia:	Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.
Fuente:	PECCR

Método:	Realizar un Disparo a 50kV, cámara central y el TYP42 girado 45° sobre el centro del detector. Anotar pares de líneas visibles. (CON REJILLA) Realizar la Prueba CTF según IQAP PARCIAL y anotar valores para MTF.(SIN REJILLA)
---------	---

OGP	IQAP	SID	115
Kv	50	Rejilla	NO
mAs	2	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	0
Foco	F.G.	Colimación	43X35
Detector s/n	1937E8	Factor Corrección	

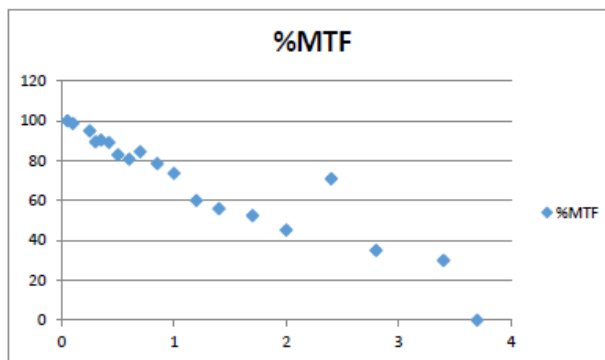
Prueba 1

Tamaño de píxel (mm):	0,144
Frecuencia de Nyquist a 45°:	4,91
80% de la frecuencia de Nyquist a 45°:	3,93
TYP42 a 45°	4
	pl/mm:



Prueba 2

lp/mm	%MTF
0,05	100
0,1	98,74
0,25	94,97
0,3	89,61
0,35	90,4
0,42	89,16
0,5	83,01
0,6	80,85
0,7	84,55
0,85	78,63
1	73,8
1,2	60,14
1,4	55,97
1,7	52,45
2	45,17
2,4	70,97
2,8	35,08
3,4	30,03
3,7	0



MTF IQAP 1LP/MM 0,81

Resultado: 4 lp/mm con TYP42
0,81 %MTF at 1 lp/mm

Instrumento: WINNIE

Figura 4-17. DG032

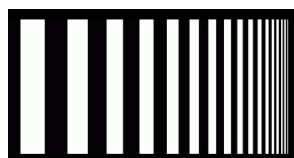


Figura 4-18. Patrón para el cálculo de MTF

La prueba contenida en la figura 4-19, como la anterior, se trata de una manera de evaluar si el sistema ha perdido propiedades en cuanto a la calidad de adquisición de imágenes. Se trata de usar el fantoma (figura 4-20) con una determinada técnica y determinar, visualmente, cuántos círculos se pueden ver. Evidentemente, depende en gran medida del sujeto que realiza la prueba, incluso de la calidad del monitor. Por eso es bueno que el radiofísico esté presente en todo momento y esté de acuerdo en lo que se puede ver.

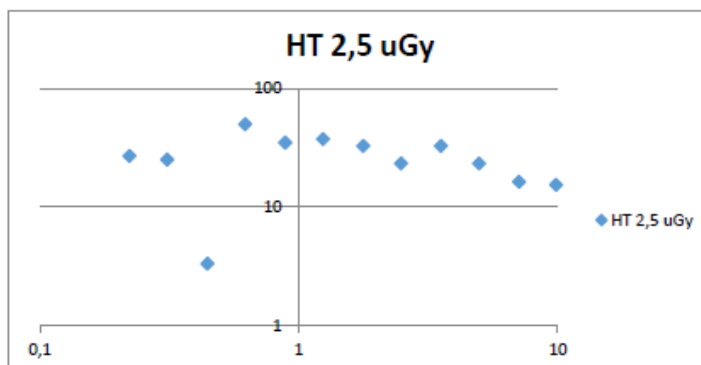
DG034 Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

Tolerancia:	Según especificaciones del fabricante.
Fuente:	PECCR

Método:	Realizar un disparo con el fantoma sobre el tablero y 1 mmCu en colimador. Ajustar ventana y evaluar la imagen para anotar número de discos visibles para cada grupo de círculos (A,B,C,D... y su correspondiente valor de contraste (CT) según tabla 3 del manual del TO12.
---------	--

OGP		SID	115
Kv	70	Rejilla	SI
fontomat	Central	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	1mmCu
Foco	F.G.	Colimación	Objeto

	Número de discos	cm	CT	RAIZ DIAMETRO	Area	RAIZ AREA	HT 2,5 uGy
A	8	11,1	0,0066	3,33166625	96,76890771	9,837118873	15,40239
B	7	8	0,0086	2,828427125	50,26548246	7,089815404	16,40086
C	7	5,6	0,0086	2,366431913	24,6300864	4,962870783	23,4298
D	9	4	0,0086	2	12,56637061	3,544907702	32,80172
E	7	2,8	0,0172	1,673320053	6,157521601	2,481435391	23,4298
F	7	2	0,0172	1,414213562	3,141592654	1,772453851	32,80172
G	8	1,4	0,0215	1,183215957	1,5393804	1,240717696	37,48768
H	7	1	0,0322	1	0,785398163	0,886226925	35,04283
J	7	0,7	0,0322	0,836660027	0,3848451	0,620358848	50,06119
K	9	0,5	0,674	0,707106781	0,196349541	0,443113463	3,348306
L	7	0,35	0,128	0,591607978	0,096211275	0,310179424	25,18703
M	6	0,25	0,167	0,5	0,049087385	0,221556731	27,02705



Instrumento: TO12

Resultado: Tabla

Figura 4-19. DG034

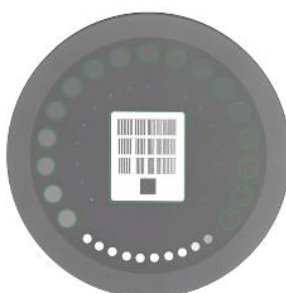


Figura 4-20. Fantoma para determinar el umbral de sensibilidad

El cálculo del ruido SNR (figura 4-21) se realiza con el software integrado en el equipo. Simplemente es calcular la SNR que recibe el detector en un disparo contra el detector sin ningún objeto y una filtración de 2,1mm de cobre, distinguiendo también la adquisición con y sin rejilla.

SNR IQAP	Ruido SNR		
Tolerancia: High dose with grid >60 Low dose with grid >40 High dose without grid >80 Fuente: IQAP			
Método: Realizar prueba SToNoise en un IQAP Partial. Seleccionar Correcto/Incorrecto Esta prueba se realiza como complementaria de la DG035 ya que no existen unas tolerancias correctamente definidas.			
OGP	IQAP	SID	115
Kv	70	Rejilla	SI/NO
mAs	Auto	Filtración interna	0
ms		Filtración externa	2,1mmCu
Foco	F.G.	Colimación	Auto
Detector s/n	A1B2C3D4	Factor Corrección	1,62

High dose with grid	
Signal to noise Ratio	92,49

Low dose With grid	
Signal to noise Ratio	49,47

High dose without grid	
Signal to noise Ratio	100,08

	Resul.	Toler.
High dose with grid	92,49	>60
Low dose With grid	49,47	>40
High dose without grid	100,08	>80

Instrumento: PIRANHA Resultado: **En tolerancia**

Figura 4-21. Cálculo SNR

La prueba de artefactos en la imagen (figura 4-22) es una inspección visual de si hay píxeles muertos o cualquier otro artefacto que pueda afectar al diagnóstico de la imagen.

DG036	Artefactos en la imagen		
Tolerancia:	Apreciación Visual		
Fuente:	PECCR/IQAP		
Método:	Realizar Prueba en IQAP (ImageDisturbances)		
OGP	IQAP	SID	115
Kv		Rejilla	SI/NO
mAs		Filtración interna	0
ms		Filtración externa	0,6mmCu
Foco		Colimación	
Detector s/n	1937E8	Factor Corrección	

	PIXEL ARTIF.	LINE ARTIF.	COLUMN ART	GRID	OTHER
U30_DR3_S-WITHOUT GRID	NO	NO	NO	NO	NO
U30_DR3_S-WITH GRID	NO	NO	NO	NO	NO

Figura 4-22. DG036

4.2 Mamógrafo digital

Éstas son las pruebas de aceptación de un mamógrafo digital de última generación, con una gran calidad de imagen y opción de tomografía y biopsia. Además, tiene la capacidad de, una vez realizada la extracción del tejido al realizar la biopsia, hacer una nueva adquisición de dicho tejido con el objetivo de afinar aún más el diagnóstico. Como principal característica de los equipos más modernos, la tendencia es a la reducción de dosis lo máximo posible, sin renunciar a calidad de imagen. Además, tiene un sistema de segmentación automática de posibles microcalcificaciones o fibras que ayudan al diagnóstico.



Figura 4-23. Mamógrafo digital.

En estas pruebas se va a ir describiendo cada prueba, aunque se repetirán conceptos ya explicados en la anterior. Se va a prestar atención a las pruebas que sean nuevas (propias de mamografía), y diferentes a las ya explicadas. Hay otras pruebas que tienen el mismo procedimiento y finalidad, pese a ser para otra modalidad.

4.2.1 Alineación y centrado del Sistema (Ortogonalidad, coincidencia luz-rayos)

El objetivo de la prueba contenida en la figura 4-24 es determinar si hay algún artefacto en la imagen al disparar contra el detector sin ningún objeto en el haz de rayos. De ser así, no tiene mucho sentido comenzar a avanzar en las pruebas de aceptación, si no que habrá que solucionar primero el problema de artefacto para después continuar con las demás pruebas.

MD004 Artefactos del equipo
MD012 Artefactos de la rejilla
MD028 Artefactos de elementos defectuosos del detector

Tolerancia:	Imagen sin artefactos
Fuente:	Test QC2 / PECCR
Método:	<p>Colocar el PMMA en el colimador con el soporte diseñado a tal efecto. Posicionar el soporte del compresor y acto seguido el paddel. Crear un nuevo paciente y seleccionar un procesamiento QC Raw. <i>Seleccionar técnica manual y los siguientes parámetros:</i> <i>kV=28 mAs=90 Ánodo/Filtro= W/Rh</i> <i>Rejilla= SI OPCOM=off AEC Segmen = off Auto descom= off Nivel dosis=normal</i> Realizar una exposición y analizar la imagen en la estación de trabajo. Para ello haced uso de la herramienta de magnificación, las ventanas de contraste, etc... Con el fin de descartar todo artefacto que pudiese tener relevancia en la imagen clínica. En el caso de observar algún artefacto, quitad partes interpuestas entre el haz de rayos y el Detector siguiendo un orden: Paddel, rejilla ... Si el artefacto continua, limpiar la carcasa del FD y por último calibrad el FD Repetir para Mo/Rh y Mo/Mo</p>

Figura 4-24. MD004, MD012, MD028.

Con respecto al PMMA (siglas del metacrilato) (figura 4-25) que se menciona en la descripción de la prueba, mencionar que es una placa de metacrilato de 45mm de espesor, que, puesto a la salida del colimador, simula el espesor de una mama, de manera que el equipo realiza un disparo similar en técnica (kilovoltaje y mAs) al que se realiza en una situación real.



Figura 4-25. PMMA.

La prueba de la figura 4-26 estudia la coincidencia luz-rayos del equipo. La regla de radiación directa no es más que una película fotosensible reutilizable, de manera que, con una determinada técnica, por cada disparo se puede ver una nueva marca del haz de rayos.

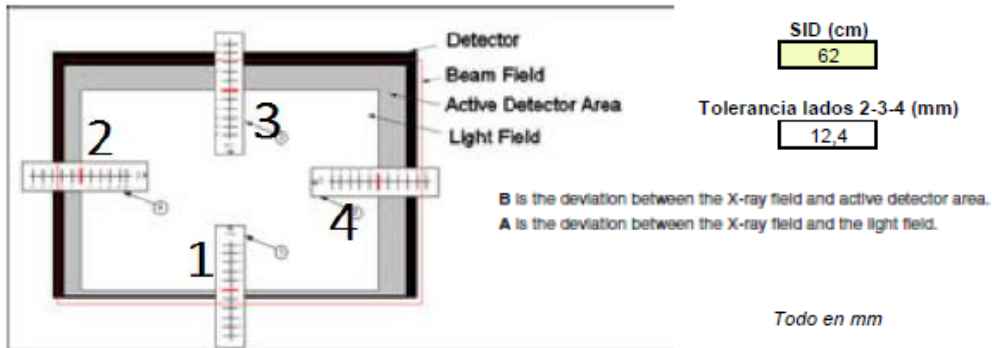
Mencionar que, para este caso, sólo hay una combinación ánodo/filtro disponible, pero en otros modelos que hay varias combinaciones, habrá que hacerlo para cada combinación, puesto que la colimación es específica para cada una de ellas.

Se prestará especial atención a la pared torácica, que es la que está en contacto con el torso del paciente y es donde más grosor tiene la mama. Hay una prueba específica posteriormente de ello, pero desde aquí hay que ir asegurando eso.

MD002 Coincidencia campo de radiación - detector

Tolerancia: El campo de rayos X deberá cubrir todo el área activa del detector sin sobrepasar el soporte de la mama o tablero en ningún lado a excepción del correspondiente a la pared del tórax que podrá sobrepasar en una cantidad inferior o igual a 5 mm
 A excepción del lado correspondiente a la pared de tórax, el campo de radiación podría no cubrir totalmente el tablero dejando un margen interior inferior al 2 % de distancia foco-película
Fuente: Test QA1 / PECCR

Método: Colocar la regla DXR en el borde del campo luminoso de cada lado del FD, de tal forma que la línea roja coincida con el final del campo luminoso, tal y como se muestra en la figura.
 Crear un nuevo paciente y seleccionar el procesamiento QC Raw.
Seleccionar técnica manual y los siguientes parámetros:
kV=35 mAs=100 Ánodo/Filtro= W/Rh
Rejilla= SI OPCOM=off Segmen = off Auto descom= off Nivel dosis=normal
 Montar el soporte del compresor (24x30) y quitar el paddel del mismo.
 Colocar el compresor 4-5 cm por encima del soporte de mama.
 Visualizar la imagen en la estación de trabajo y anotar los valores que se solicitan en la tabla
 Repetir para Mo/Mo



Posición	Combinación ánodo/filtro	Valor campo de luz (VLF)	Valor en pantalla (VLCD)	Valor en la regla DXR (VSF)	A= Vlcd-Vlf	B=Vlcd-Vsf
Posición 1	W/Rh	0	0,5	-0,25	0,5	0,75
Posición 2		0	1	0,5	1	0,5
Posición 3		0	1,5	0,25	1,5	1,25
Posición 4		0	0,75	0,5	0,75	0,25

If B is positive the X-ray field is larger than the detector area.
 If B is negative the X-ray field is smaller than the detector area.
 If A is positive the X-ray field is smaller than the detector area.
 If A is negative the X-ray field is larger than the detector area.

Instrumento: Regla Rad. Directa

Resultado (Tórax W/Rh): 0,5 mm

Figura 4-26. MD002

4.2.2 Generación (Tensión, filtración y rendimiento)

La prueba de la figura 4-27 estudia el comportamiento del tubo generador de rayos del equipo, en términos de exactitud y repetibilidad. Es simple: fijar la técnica que indica la prueba y medir con el medidor digital. En este caso se ha usado el Unfors, que a efectos prácticos es lo mismo que el Piranha usado en la sala de rayos convencional.

MD005 Exactitud y repetibilidad de la tensión

Tolerancia:	Exactitud: Desviación $\leq \pm 1$ kV Repetibilidad: Máxima desviación $\leq 0,5$ kV Fuente: Test QA6 / PECCR
-------------	---

Método:	Registrar un nuevo paciente y seleccionar el procesamiento QC Raw. Colocar el soporte del compresor así como el paddel 24x30cm. (tened en cuenta en el medidor de kV que el paddel está puesto) Colocar los 2 mm de metal para proteger el FD. Colocar medidor de kV sobre el tablero a 6 cm del borde de éste y perpendicular a la dirección ánodo-cátodo. <i>Modo Manual, W/Rh kV y mAs según tablas</i> <i>Rejilla On OPCOM=off Segmen = off Aut. Descom=off</i> <i>Nivel dosis=normal</i>
---------	--

Exactitud

kV seleccionado	Kv medidos	Desv. kV	mAs	HVL (mmAl)	Dosis (uGy)
26	26,32	0,32	50	0,55	1,094
28	28,55	0,55	50	0,572	1,342
30	30,53	0,53	50	0,589	1,588
<i>Max Desv (kV)</i>		0,55			

Repetibilidad

kV seleccionado	Kv medidos	Desv. kV	mAs	uGy
27	27,42	0,42	50	1217
27	27,49	0,49	50	1217
27	27,38	0,38	50	1220
27	27,5	0,50	50	1220
<i>Max Desv (kV)</i>		0,50		

Instrumento: Unfors	Resultado Exactitud:	0,55 kV
	Resultado Repetibilidad:	0,5 kV

Figura 4-27. MD005

En la prueba de la figura 4-18 se mide la filtración del tubo en términos de capa hemirreductora. Simplemente se trata de disparar con la técnica indicada y apuntar el valor que te da el medidor, que es capaz de proporcionarlo de manera directa.

MD006 Filtración. Capa hemirreductora

Tolerancia:	$KVp/100 + 0,03 \leq CHR \text{ (mm Al)} \leq KVp/100 + C^*$ $*C = 0,12 \text{ para Mo/Mo}; 0,19 \text{ para Mo/Rh}; 0,30 \text{ para W/Rh};$ <i>Ver Tolerancias del Quality Assurance en página de la derecha</i>
Fuente:	Test QA7 / PECCR

Método:	Colocar los 2 mm de metal para proteger el FD. NO colocar 40 mm de PMMA en colimador Método Indirecto para 28 kV: CON COMPRESOR Hojas de aluminio de pureza > 99,5 % (ISO 2092) con espesores de 0,3, 0,4, 0,5 y 0,6 mm Realizar tres disparos aumentando la filtración de aluminio y anotar dosis en uGy: 1) Sin Filtros. 2) Con espesor de Alumi tal que la dosis sea ligeramente mayor de la mitad de D1 3) Con espesor de Aluminio tal que la dosis quede ligeramente por debajo de la mitad de D1 Método Directo para varios kV CON COMPRESOR Equipos que nos calculen la HVL con un solo disparo Modo Manual A/F, kV y mAs según tablas. Avanzados: Nivel Dosis Normal (resto irrelevantes)
----------------	---

Protocolo	QC Processed	kV	28	mAs	50	A / F	W/Rh
------------------	--------------	----	----	-----	----	-------	------

CHR (mm Al)			
kVp	W/Rh	Tolerancia <	< Tolerancia
24	0,51	0,27	0,54
26	0,547	0,29	0,56
28	0,569	0,31	0,58
30	0,588	0,33	0,6

Método Indirecto para 28 kV	
Filtración mm Al	Dosis uGy
CHR (mmAl)	

28 kV - W/Rh (mm Al)	
Directo	0,574
Indirecto	
Teórico Fábrica	0,56

Instrumento: Unfors

Resultado W/Rh (28kV): 0,578

Figura 4-28. MD006

La prueba MD008 (figura 4-29) mide el rendimiento del equipo. Por el momento, no hay tolerancias definidas hasta la fecha, así que se usa como prueba de constancia simplemente de forma que la próxima vez que se mida el rendimiento del tubo se comparará con el valor proporcionado aquí.

Sin embargo, fábrica proporciona unos valores a los que habrá que aproximarse al realizar las pruebas, para verificar que el tubo se está comportando de manera correcta. Se cogen los valores de la prueba anterior (figura 4-29), y se realiza el cálculo que se muestra en la tabla (dosis frente a mAs)

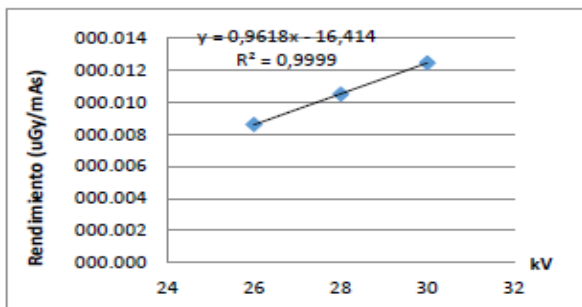
MD008 Valor del rendimiento

Tolerancia: No existen tolerancias definidas hasta la fecha.
Fuente: PECCR 2011

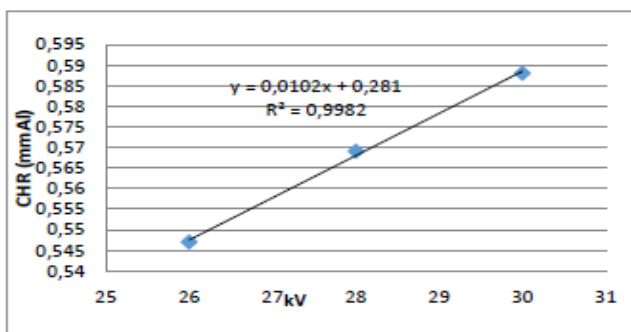
Método: Colocar los 2 mm de metal para proteger el FD
Colocar medidor sobre el detector (ya corregimos luego por distancia)
Medidas de dosis sin retrodispersión
Usar compresor, subido 45 mm.
Modo Manual A/F, kV y mAs según tablas. Avanzados: Dosis Normal (resto irrelevantes)

Distancia Foco - Dosimetro (cm)
63
A/F: W/Rh

kV	mAs	uGy	Rend. 1 m (uGy/mAs)	CHR (mmAl)	Promedios		
26	32	695	8,62017	0,547	kV	R @ 1m	CHR
26	80	1728	8,57304		26	8,60482	0,547
26	140	3041	8,62124		28	10,49033	0,569
28	32	843	10,45583	0,569	30	12,45191	0,588
28	80	2121	10,52281				
28	140	3701	10,49234				
30	32	1007	12,48995	0,588			
30	80	2512	12,46266				
30	140	4375	12,40313				



Valores Interpolados		
kV	R (uGy/mAs)	CHR(mm Al)
24	6,6685894	0,527
25	7,6303631	0,53725
26	8,5921369	0,5475
27	9,5539106	0,55775
28	10,515684	0,568
29	11,477458	0,57825
30	12,439232	0,5885
31	13,401006	0,59875
32	14,362779	0,609



Instrumento: Unfors **Resultado (28 kV):** 10,516 uGy/mAs

Figura 4-29. MD008

Las figuras 4-30 y 4-31 reflejan las pruebas de repetitividad y reproducibilidad del rendimiento, esto es, repetir una serie de disparos con la misma técnica y observar que la relación dosis/mAs se mantiene constante (repetibilidad) o si al variar el espesor de PMMA (figura 4-25) el sistema está variando según la referencia.

MD009 Repetibilidad y Reproducibilidad del rendimiento

Tolerancia:	Repetibilidad: máxima desviación $\leq 5\%$; Reproducibilidad: Desviación $\leq 10\%$ con respecto a los valores de referencia. Fuente: PECCR
--------------------	---

Método:	Todas las medidas se toman con compresor. La <i>repetibilidad</i> de los rendimientos se comprobará seleccionando la combinación ánodo-filtro y tensión utilizados en la práctica clínica para obtener imágenes de la mama promedio realizando cinco disparos seguidos. <i>Seleccionamos W/Rh, kV y mAs manuales según tablas Avanzados: Dosis Normal (resto irrelevantes)</i> La <i>reproducibilidad</i> o constancia de los rendimientos se comprobará para las combinaciones ánodo-filtro y tensión utilizadas en la obtención de imágenes en condiciones clínicas para espesores de PMMA de 3 y 6 cm. Técnica sacada del ajuste del CAE. Si estamos en PPAA, reproducibilidad no aplica
----------------	---

Repetibilidad

kVp	mAs	uGy	R	Diff (%)
28,0	80,0	2121,0	10,52281125	0,31%
28,0	80,0	2124,0	10,537695	0,45%
28,0	80,0	2122,0	10,5277725	0,36%
28,0	80,0	2124,0	10,537695	0,45%

Reproducibilidad (Si no estamos haciendo pruebas de aceptación)

Técnica equivalente a mm PMMA	kVp	mAs	uGy	R	Diff (%)	Rendimiento (referencia de PPAA)
20,0	28,0	32,0	695,0	8,6	0,00%	8,620171875
40,0	28,0	80,0	2121,0	10,5	0,00%	10,52281125
60,0	30,0	140,0	4375,0	12,4	0,00%	12,403125

Fecha
01-dic-15

Instrumento: Unfors	Resultado repet.:	0,45%
	Resultado reprod.:	0,00%

Figura 4-30. MD009

MD010 Linealidad del rendimiento con la carga del tubo

Tolerancia:	Coefficiente de linealidad $\leq 0,1$ Fuente: PECCR
--------------------	--

Método:	Los valores de la linealidad se calculan en paralelo con los del rendimiento. Esta prueba no conlleva ninguna medida, los datos están sacados de MD008
----------------	---

Coefficiente Linealidad
W/Rh 0,09874

Figura 4-31. MD010

4.2.3 Detector (Función respuesta, CAE, uniformidad)

Para empezar las pruebas del detector, se estudia el CAE (ya explicado en detalle en el apartado de la sala de rayos convencional).

La figura 4-32 es la prueba que estudia la repetitividad del CAE, disparando tres veces con una técnica similar e incluyendo el PMMA para simular el espesor de una mama.

En la descripción de la prueba se menciona el término RSR: es un valor producto de un cálculo realizado a partir de VMP (valor medio de píxel) y DPT (desviación típica). El software tiene integrado una herramienta que, seleccionando una ROI (2x2 en este caso), te calcula ese valor.

MD014 Repetibilidad del CAE

Tolerancia:	DGM : máxima desviación $\leq \pm 5 \%$ RSR: máxima desviación $\leq \pm 5 \%$
Fuente:	PECCR **40mm en detector

Método:	<p>Modo OpDose. Se selecciona todo a partir del espesor de 45 PMMA que ponemos: Aplicar siempre misma fuerza Rejilla On OPCOM=on Aut. Descm=off Segmen = off Nivel dosis=normal</p> <p>La DGM se toma la indicada por el equipo La RSR se medirá en un ROI de 2x2cm situada a 6 cm del lado correspondiente al tórax. El espesor de mama detectado por el sistema depende de la fuerza de compresión aplicada. Aprovechamos para medir tiempo de exposición y rellenar MD007.</p>
---------	---

Imagen	PMMA (mm)	A/F	F (N)	kV	mAs	DGM (mGy)	VMP	DTP	RSR
1	45	W/Rh	45	27	73,4	2,4	349,8	5,7	61,3684
2	45	W/Rh	45	27	73,2	2,3	348,7	5,5	63,4
3	45	W/Rh	45	27	73,4	2,4	349,8	5,4	64,7778

Tiempo de Exposición (ms)	689
---------------------------	-----

Promedio DGM	2,36666667
Max. Desv DGM	2,82%
Promedio RSR	63,18
Max. Desv RSR	2,87%

Instrum. Unfors

Resultado DGM: 2,82%
Resultado RSR: 2,87%

Figura 4-32. MD014

A partir de esta prueba, se aprovecha para medir el tiempo de exposición y realizar la prueba del RD MD007, que se adjunta en la figura 4-33.

MD007 Tiempo de Exposición

Tolerancia:	El tiempo requerido para obtener la imagen de 4,5 cm de PMMA en condiciones clínicas deberá ser: ≤ 2 s. Deseable <1.5 s
Fuente:	PECCR

Método:	<p>No es necesario realizar medidas, siempre que se realice la prueba MD014</p> <p>Se puede usar también para verificar el tiempo medido por el equipo</p> <p>Usar modo OpDose (2.0) para 45 mm de PMMA</p> <p>Agarrar tiempo de exposición del equipo y el medido por el dosímetro.</p> <p>El sistema Mammomat (Siemens) emite el haz de radiación de forma pulsada. Para medir el tiempo de exposición es necesario un medidor que integre los tiempos asociados a los pulsos o de lo contrario el tiempo de exposición medido es inferior al real.</p>
----------------	---

<i>Tiempo medido dosímetro (ms)</i>	689
-------------------------------------	-----

Figura 4-33. MD007

La prueba de resolución espacial mas precisa que se puede realizar para un mamógrafo es la contenida en la figura 4-34. Es una rejilla con discos de oro de distintos espesores que contiene un software específico (figura 4-35), de manera que se cogen varias imágenes y se utiliza el software para determinar el comportamiento del sistema. El aspecto positivo de esta prueba y el por qué su precisión es que es el software el que te da los resultados, no depende de ningún observador que deba “interpretar” lo que está viendo en el monitor.

MD030 Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

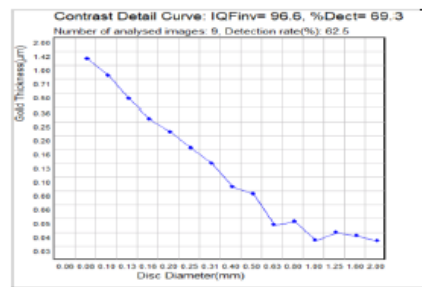
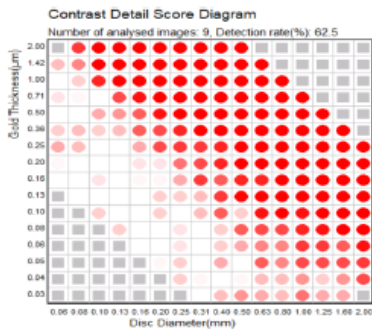
Tolerancia:	Tamaño (mm)	Espesor umbral del disco de oro (µm)
	2	< 0,069
	1	< 0,091
	0,5	< 0,150
	0,25	< 0,352
	0,1	< 1,68
Fuente:	PECCR	

Adquisiciones de Imágenes CDMAM
 Colocar CDMAM sobre 4 cm de PMMA en el centro del detector pegado al tórax
 Ha de estar boca arriba, PMMA marcados con agujeros: han de coincidir
 Añadir poliespan hasta tener 6 cm de altura de nuestro fantoma
 Disparar en QC-Raw y Opdose: anotar kV y mAs. Compresor y Rejilla puestos
 Desplazar el fantoma (aprox) en pasos de 1 cm entre -4 y 4 cm de su posición centrada.
 (-4, -3, -2, -1, 0 cm, 1, 2, 3, 4) = 9 IMÁGENES
 Usar siempre misma técnica (kV y mAs obtenidos con OpDose en la imagen primera)
 Usar siempre mismo espesor

Instalación del Software CDMAM Analyser (Windows 7 o Inferior)
 Introducir CD. Instalar ejecutable. Ir a carpeta utilities e instalar driver del Dongle según tu OS.
 Retira el CD. Reinicia el equipo.
 Inserta Dongle en tu puerto USB y ejecuta como administrador el CDMAM Analyser

Uso del Software CDMAM Analyser en la página derecha
 Copiar las medidas en la tabla de abajo e insertar gráficas resultantes

Diámetro (mm)	0,1	0,25	0,5	1	2
Thickness (µm)	0,967	0,189	0,088	0,04	0,04



Instrumento: CDMAM

Resultado: 0,967 µm Espesor para 0.1 mm oro

Figura 4-34. MD030

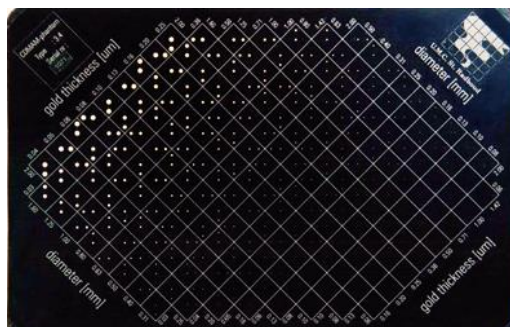


Figura 4-35. Maniquí CDMAM

La compensación del CAE (exposimetría automática) con el espesor de la mama es un aspecto fundamental en el comportamiento de estos equipos, y debe ser extremadamente precisa, pues hablamos de milímetros de diferencia entre mamas y las técnicas realmente varían entre sí para afinar al máximo el hallazgo de anomalías en los tejidos.

Dados unos valores de fábrica conocidos, usando la placa de 0.1mm Al, se simula la medición de fábrica para ver la variación de los valores de campo con respecto a estos. La tolerancia y el método de ejecución de la prueba están definidos en la figura 4-36, mientras que los resultados obtenidos están en la figura 4-37. (Son dos figuras, pero representan a la misma prueba)

MD016 Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama

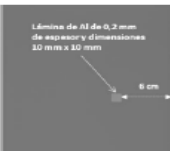
Tolerancia: Para cada espesor, los valores de relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores límite. Estos valores límites se calculan a partir del valor límite obtenido para un espesor de 5 cm de acuerdo con la siguiente tabla:

Espesor PMMA (cm)	2	3	4	4,5	5	6	7
RCR límite (%)	115	110	105	103	100	95	90

The maximum relative deviation for the mean pixel values should not exceed 10 %
Fuente P.E.C.C.R / QC1

Método: *Importante: Es necesario haber realizado MD030 antes*

Colocar lámina de aluminio de 0,2 mm de espesor y dimensiones 1 cm x 1 cm que se mantendrá colocada sobre 2 cm de PMMA, centrada y a 6 cm del lado correspondiente al tórax, tal y como se muestra en la figura.



Importante: La lámina de Al se mantendrá durante la realización de toda la prueba sobre 2 cm de PMMA.

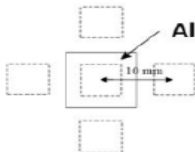
Añadir láminas de PMMA de 1 cm de grosor para obtener los distintos espesores (20, 30, 40, 50, 60 mm de PMMA: en cualquier caso, lámina de aluminio siempre ha de quedar sobre 20 mm de PMMA, y bajo el resto)

Ha de aplicarse condiciones clínicas y CAE selecciona exposición a partir de espesor: Añadir espaciadores de poliespan en los bordes laterales y comprimir en OpComp hasta alcanzar el espesor de mama equivalente respectivo (21, 32, 45, 60, 75 mm)
Si no se logra con OpComp, seguir comprimiendo manualmente o quitar poliespán.
Si OpComp se pasa, añadir más poliespán.

Seleccionar Modo CAE con W/Rh y un kV según el espesor (estos valores han sido determinados en pruebas anteriores para MAMMOMAT Inspiration)

Empezamos con el espesor de 5 cm de PMMA (añadir poliespán hasta que OpComp logre espesor en display de 6 cm equivalentes a una mama real) para determinar el valor límite de la RCR.

Medir sobre la imagen preprocesada el valor medio del píxel (VMP) y la desviación típica (DTP) en los ROI de tamaño 5 mm x 5 mm indicados en la siguiente figura: Anotar el valor de los mAs (si se ha realizado MD008, tendremos dosimetría)



Una vez tenemos realizada la prueba para 5 cm de PMMA, tendremos las tolerancias de la RCR para el resto de espesores de PMMA. Valores mínimos de la RCR.

Figura 4-36. MD016 (Tolerancia y Método)

A/F		W/Rh			VMP	DTP	RCR	RCR Limite
50 mm PMMA 60 mm Equival.	kV	mAs	Aluminio	564,5	6,8	5,802973	3,3401635	
			Fondo 1	617,6	8,4			
	Fondo 2	600,9	9,1					
	Fondo 3	611,6	8					
	Fondo 4	601,8	7					
29	173,8	Aluminio	902	8,7				
20 mm PMMA 21 mm Equival.	kV	mAs	Fondo 1	993,5	9,3	9,496028	3,841188	
			Fondo 2	974,6	10,2			
	Fondo 3	986,1	9,1					
	Fondo 4	998,8	9,2					
	26	86,7	Aluminio	629,5	7,1			
30 mm PMMA 32 mm Equival.	kV	mAs	Fondo 1	692,1	7,8	7,682646	3,6741798	
			Fondo 2	674,6	8,2			
	Fondo 3	687,5	7,7					
	Fondo 4	693,8	7,7					
	27	90,5	Aluminio	994,5	9,2			
40 mm PMMA 45 mm Equival.	kV	mAs	Fondo 1	1092,2	10,3	8,951713	3,5071717	
			Fondo 2	1063,2	11,6			
	Fondo 3	1088,7	9,8					
	Fondo 4	1083,1	9,4					
	28	211,9	Aluminio	742,5	8,3			
60 mm PMMA 75 mm Equival.	kV	mAs	Fondo 1	814,1	11,9	5,589497	3,1731553	
			Fondo 2	797,1	14			
	Fondo 3	800,8	11,3					
	Fondo 4	783,5	9,2					
	30	329,7						

Distancia Foco-Tablero (mm)	635
-----------------------------	-----

Si tenemos realizada MD008 (Rendimientos), podremos obtener valores de dosis que posteriormente podremos comparar con los medidos en MD036 (MD036 tiene menos error) Esta tabla se rellena de forma automática si MD008 está completada.

Espesor (mm)	Equiv. (mm)	kV	mAs	R	CHR	g ⁺ c	s	DGM (mGy)
20,000	21	26	86,7	8,592	0,5475	0,51145	1,042	1,05306
30,000	32	27	90,5	9,554	0,55775	0,40334	1,042	0,999
40,000	45	28	211,9	10,516	0,568	0,33244	1,042	2,217
50,000	60	29	173,8	11,477	0,57825	0,284255	1,042	1,787
60,000	75	30	329,7	12,439	0,5885	0,24771	1,042	3,376

Instrumento: PLACA ALUMINIO 0,1mm

Resultado: 5,8030 RCR 50 PMMA
76% Desv. PV

Figura 4-37. MD016 (resultados)

El sistema tiene un display donde muestra información variada de su comportamiento. Uno de esos datos es el espesor de la mama comprimida, ya que de esto depende la técnica que se va a aplicar para optimizar su diagnóstico.

Se dispone de varios bloques de metacrilato (de 10 y 20mm), de manera que, usando varios de ellos, se conoce lo que debe medir el equipo y, gracias al display, se puede extraer una desviación, nunca mayor a 5mm. La figura 4-38 refleja el valor del display con respecto a la altura real del equipo.

MD018 Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión

Tolerancia:	Desviación $\leq \pm 5$ mm.
Fuente:	PECCR

Método:	No hace falta disparar, simplemente usar modo OpComp y ver que valor del display se corresponde con la altura medida directamente de los bloques de PMMA Bloques de PMMA con espesores de 3, 4,5 y 6 cm, metro. Se puede hacer a la vez que MD016
---------	---

Altura Bloques (mm)	Valor Display (mm)	Desv. (mm)
30	29	1
40	39	1
60	57	3

Figura 4-38. MD018

La prueba que contiene figura 4-39 refleja lo referente al compresor: se comprime a 150N y se aguanta un minuto, de manera que deberá mantener esa fuerza dentro de unos valores determinados. Es importante controlar la fuerza de compresión, dado que es un aspecto importante que afecta en gran medida a la calidad del diagnóstico.

MD019 Fuerza de compresión y atenuación del compresor

Tolerancia:	Máxima fuerza de compresión: entre 150 N y 200 N en los dispositivos motorizados y < 300N en los manuales. Exactitud: Desviación $\leq \pm 20$ N. Atenuación del compresor $\leq 25\%$.
Fuente:	Test QA4 / PECCR

Método:	Colocamos un material uniforme y flexible sobre el detector. Comprimos hasta que alcancemos 150N en el display. Pasado un minuto, este valor (150) no debe variar en más de 20 N. Para fuerza máxima usar modo Manual hasta alcanzar límite. Factor de compresor, usar PMMA45mm OpDose y medir Kerma con y sin paddle
----------------	---

Estabilidad (1 minuto 150 N)	
F Máx (N)	180
F Mín (N)	172
Variación Máxima	8
Fuerza Máxima (N)	
192	
Factor Compresor	
Kerma <i>sin</i> paddle (mGy)	3
Kerma <i>con</i> paddle (mGy)	2,3
Atenuación Compresor	23,33%

Instrumento n/a

Resultado exactitud: 8 N

Resultado factor comp.: 23,33%

Figura 4-39. MD019

Función respuesta del detector en mamografía (figura 4-40). De nuevo, al igual que en una sala de rayos convencional, se mide linealidad y constante en relación al valor teórico que se propone de fábrica. No es distinta a la función respuesta de la sala anterior, salvo porque trabaja en otro régimen (kV mas bajos, muy característico de técnicas de mamografía).

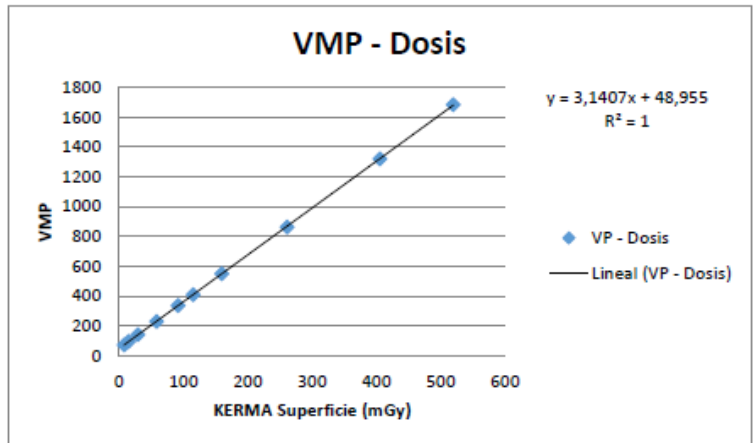
MD021 Función de respuesta del detector

Tolerancia:	El coeficiente de determinación $R^2 > 0,99$. Offset SIEMENS 40-60 Fuente: Test QC4 / PECCR
-------------	--

Método:	Colocamos el fantoma de 45 mm PMMA a la salida del colimador para obtener una imagen uniforme en el detector. NO retiramos ni el compresor ni la rejilla, situación clínica Colocamos dosimetro según figura de la página de la derecha Seleccionar el programa de órganos QC RAW. <i>Seleccionar técnica manual y los siguientes parámetros:</i> kV=28 mAs=Variable Ánodo/Filtro= W/Rh Rejilla= SI OPCOM=off Segmen = off Auto descom= off Nivel dosis=normal Anotar Kerma proporcionado por el dosimetro. Sobre la imagen, crear un ROI de 2 x 2 cm, situado a 6 cm de la pared torácica y repetir el mismo ROI para todas las exposiciones. Medir VMP y DTP
---------	---

A/F W/Rh Más usada en condiciones clínicas. Flat Panel no varía mucho según A/F

kV	mAs	Kerma (uGy)	VMP	DTP	DTP^2	Fq^2	Fs^2	Fe^2
28	5	7,3	72,9	1,6	2,56	0,78	-3E-04	0,27
28	10	14,5	95,5	2,2	4,84	0,82	-7E-04	0,14
28	20	28,7	140,7	3	9	0,87	-0,001	0,08
28	40	57,8	230,1	4	16	0,99	-0,003	0,04
28	63	91,5	335,4	5	25	1,00	-0,005	0,03
28	80	114,9	409,4	5,7	32,49	0,97	-0,006	0,02
28	110	159,2	549,8	6,6	43,56	1,00	-0,009	0,02
28	180	260,7	862,8	8,5	72,25	0,99	-0,015	0,01
28	280	405,1	1320,3	10,4	108,16	1,03	-0,023	0,01
28	360	519,2	1682,7	11,8	139,24	1,02	-0,03	0,00



Pendiente	3,141
Constante	48,955
R2	0,999985

Instrumento: n/a

Resultado: 1,00R2
48,96OFFSET

Figura 4-40. MD021

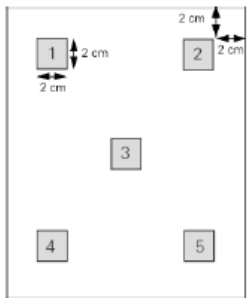
La prueba presente en la figura 4-41 consiste en hallar un valor medio de píxel y una desviación típica de 5 ROI's en una imagen disparada sin objetos en el detector, con el objetivo de hallar una desviación entre estos valores no mayor a una tolerancia definida.

MD024 Uniformidad de la imagen

Tolerancia: Desviación máxima VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de toda la imagen $\leq \pm 15\%$.
 Desviación máxima RSR de las ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR de las cinco ROI's $\leq \pm 20\%$.
Fuente: PECCR

Método: Fantoma 4,5 cm de PMMA en colimador y con compresor
 Crear paciente y seleccionar procedimiento QC-raw
 Modo AEC, W/Rh y 28 kV
 Rejilla On OPCOM=off Segmen = off Aut. Descom=off
 Nivel dosis=normal

Medir Valor Medio de Píxel y desviación estándar para 5 ROI's de 2x2 cm situadas como en la imagen de la derecha



Automáticamente se calcula la relación Señal-Ruido como VMP/DTP

	VMP	DTP	RSR
1 SUP-IZQ	308,8	4,80	64,33
2 SUP-DCHO	305,4	5,50	55,53
3 CENTRO	306,9	4,80	63,94
4 INF-IZQ	307	4,70	65,32
5 INF-DCHO	303,5	6,00	50,58
VMP		306,32	RSR 59,94
Desv. Máx. VMP		0,92%	Desv. Máx RSR 15,61%

Instrumento: n/a

Resultado (VMP): 0,92%
Resultado (RSR): 15,61%

Figura 4-41. MD024

Como se indica en la descripción, esta prueba (figura 4-42) coge valores de otras pruebas para comprobar el ajuste del CAE usando distintos espesores (es la misma prueba que en la sala de rayos digital). No conlleva ninguna medida ni ajuste adicional.

MD013 Ajuste del CAE

Tolerancia: Dosis glandular < 3 mGy utilizando 5 cm de PMMA; Utilizando el maniquí de calidad de la imagen contraste-detalle: espesor umbral < 1,68 μm para un disco de oro de 0,1 mm de diámetro. Utilizando 4,5 cm de PMMA: tiempo de disparo < 2s.
Fuente: PECCR

Método: Esta prueba no conlleva ninguna medida por reunir las medidas de tres pruebas distintas. Todos los valores se seleccionan automáticamente desde las otras hojas

DGM 5 cm de PMMA a partir de MD036		Tolerancia
0,637370143	(mGy)	3 mGy
Espesor umbral disco D=0,1 mm desde MD030		
0,967	(μm)	1.68 (μm)
Tiempo disparo 4,5 cm PMMA a partir de MD007		
0,689	(s)	2 s

Instrumento: n/a

Resultado: Aceptable

Figura 4-42. MD013

4.2.4 Calidad de Imagen (Resolución especial, sensibilidad, SNR)

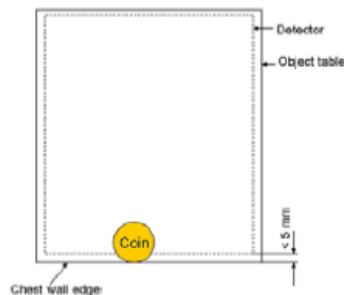
Esta es la prueba (figura 4-43) que se comenta al principio, la cual verifica específicamente que no haya pérdida de imagen en el borde de la pared torácica. Es la parte en la que la mama es mas gruesa y, por tanto, si se pierde información en esa parte, se perdería una cantidad de tejido significativa en la que hay probabilidades de diagnóstico de una microcalcificación o cualquier otro hallazgo.

De fallar esta prueba, habría que ajustar el colimador de manera que esté en tolerancia.

MD022 Pérdida de imagen en la pared del tórax

Tolerancia:	Anchura de la imagen perdida $\leq 5 \text{ mm}^*$.
Fuente:	peccr-2011 / QATest 2

Método: Se puede realizar con MD002, pero son pruebas distintas.
 Crear un paciente y seleccionar el programa de órganos QC processed. Posicionar el tubo de rayos X a 0°. Colocar una moneda de forma que el borde de la misma coincida con el borde de la pared torácica.
Modo Manual, Mo/Mo y 27 kV y 50 mAs
Rejilla On OPCOM=off Aut. Descom=off Segmen = off
Nivel dosis=normal
 Cambia el contraste y el brillo si es necesario para diferenciar la moneda del fantoma.
 Magnifica la imagen por un factor 2 o más seleccionando Image>Magnify by 2.0 or Image>Zoom from poin.
 Usar la herramienta de medida para comprobar que no se pierde más de 5 mm de imagen en la pared torácica.



Diámetro Moneda	2,33 mm
Diámetro Medido	2,11 mm

Anchura Imagen Perdida (mm)
0,22

Instrumento: n/a

Resultado: 0,22 mm

Figura 4-43. MD022

El maniquí RMI 156 (representado en la figura 4-44 como “figure 7”) contiene los tres hallazgos típicos que se pueden encontrar en el examen rutinario que se realiza a la población como medida preventiva (Screening). Se recomienda, a partir de los 45 años, realizar el screening cada uno o dos años, y a partir de los 50 años de manera anual. [10]. Estos hallazgos son: fibras, masas y microcalcificaciones.

La prueba (figura 4-44), por tanto, consiste en ver qué cantidad de hallazgos de cada tipo se pueden distinguir en la adquisición.

MD031 Constancia de la calidad de la imagen

Tolerancia:	
Fibras	≥ 5
Masas	≥ 4
Micros	≥ 4
Fuente: QC Test 5	

Método: Colocar el Fantoma ACR (RMI 156) sobre el tablero
 Seleccione procedimiento QC-Raw
 Modo AEC, W/Rh y 28 kV **Mo/Mo
 Rejilla On OPCOM=off Segmen = off Aut. Descom=off
 Nivel dosis=normal
 Comprime y dispara.
 Analiza la imagen:
 Una fibra se considera visible si está orientada y situada correctamente y al menos se puede identificar la mitad de su longitud
 Un grupo de microcalcificaciones (specks) se considera visible si está orientado y situado correctamente y al menos 4 de ellas pueden ser identificadas
 Las masas se consideran visiblen si están orientadas y situadas correctamente y se puede identificar la apariencia totalmente circular

Fibras	5
Masas	4
Micros	4

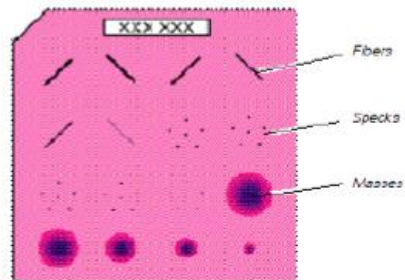


Figure 7 ACR phantom (RMI 156)

Instrumento: n/a

Resultado:

Fibras 5
Masas 4
Micros 4

Figura 4-44. MD031

La prueba contenida en la figura 4-45 es exactamente la misma que en la sala de rayos, disparar a una rejilla con pares de línea definidos y ver que está dentro de una tolerancia establecida.

MD032 Resolución espacial

Tolerancia:	Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta. <i>Inspiration: Nyq=5.9pl/mm. Tolerancia = 4.7 pl/mm</i> Fuente: PECCR Tolerancia: 7 pl/mm con este procedimiento de girar barras 45 grados Fuente: QC Test 6
-------------	--

Método:	Colocar el fantoma de 45 mm de PMMA en el colimador (para obtener imagen uniforme). Después colocar el patrón de barras sobre el detector, en diagonal a las líneas de píxel y próximo a la pared del tórax. Montar fantoma de 4 cm de PMMA en colimador Montar compresor y comprimir Crear un paciente y seleccionar QC-Raw <i>Modo Manual, W/Rh, 28 kV y 90 mAs</i> <i>Rejilla On OPCOM=off Aut. Descom=off Segmen=Off</i> <i>Nivel dosis=normal</i> Determinar la frecuencia espacial visible más alta.
---------	---

Instrumento: TYP42

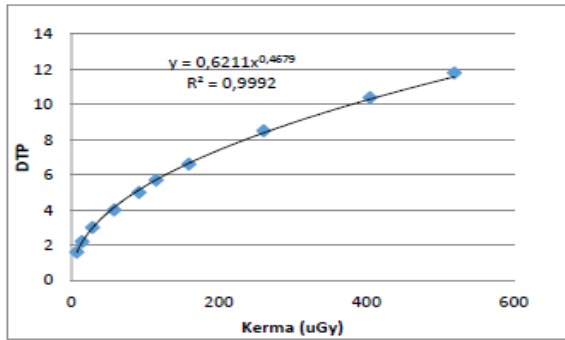
Resultado: pl/mm

Figura 4-45. MD032

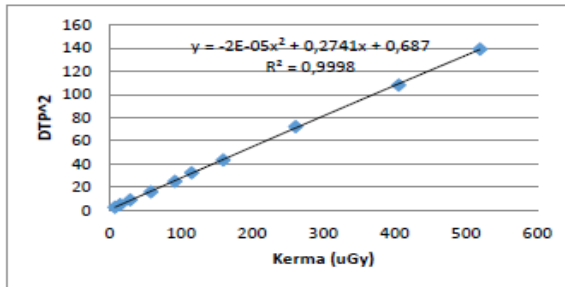
La prueba que contiene la figura 4-46 consiste en determinar el ruido que tiene el equipo de manera autónoma, y coge los valores de la prueba MD021 (figura 4-40), con lo que no hay que introducir valores.

MD033 Ruido

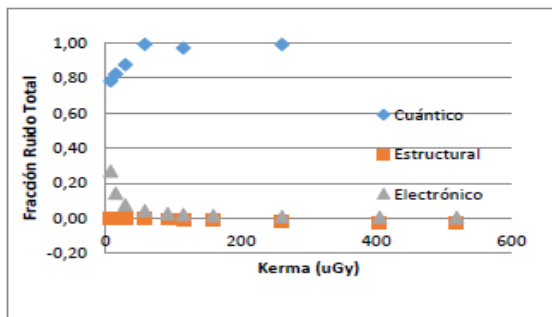
Tolerancia:	Coef b≈0,5 en el ajuste $DTP = a (Kerma)^b$ (El ruido cuántico ha de ser la mayor componente del ruido)
Fuente:	PECCR
Método	Se rellena automáticamente a partir de MD021



Exponente	0,467892364
Desviación	6,42%



Ajuste Polinómico		
-1,5E-05	0,27414266	0,68696
1E-05	0,0054233	0,440038
0,9998	0,74205462	#N/A
σ^2-q	0,27414266	K
σ^2-s	-1,545E-05	K^2
σ^2-e	0,68696044	



Referencia Clínica	
Kerma para 28 kV y 60 mAs	180 uGy

Figura 4-46. MD033

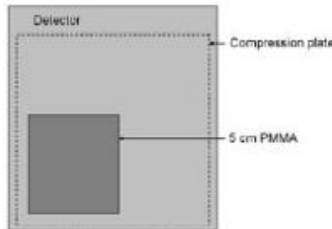
Una imagen remanente es aquella que se puede ver en una adquisición cuando ya no es ésta el objeto de estudio, si no que se ha realizado previamente. Es decir, si por ejemplo hacemos un cráneo y después un brazo, se podrá ver parte del cráneo (de manera mas ténue) en la adquisición del brazo, pudiendo ocasionar errores en el diagnóstico.

Para la prueba que registra la remanencia del equipo (figura 4-47) se adquiere, tal y como se define en el RD, una imagen tipo escalón (con una lámina de aluminio) y, pasado un minuto aproximadamente, se realiza una adquisición en vacío. Se deberá calcular VMP (valor medio de píxel) de las dos zonas, con el objetivo de verificar si mantiene los valores del escalón o los valores que debe tener.

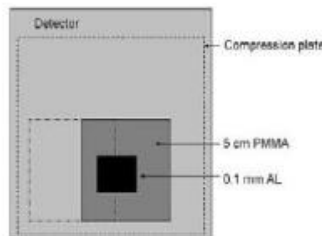
MD035 Remanencia de la imagen

Tolerancia:	Factor de remanencia < 0,3.
Fuente:	Test QA 8 y PECCR

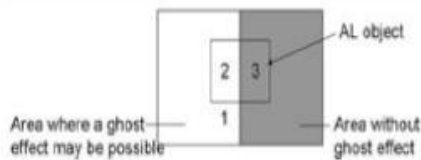
Método: Crear un paciente y seleccionar un proceso QC-raw, posicionar el tubo de rayos a 0° y colocar 50 mm de PMMA sobre el detector. Comprime el fantoma de PMMA y seleccione al técnica manual 28 kV y 63 mAs. Realizar una exposición.



Posicionar ahora el fantoma de PMMA cubriendo el centro del detector y un lámina de 0,1 mm de Al en el centro del fantoma de PMMA. Realizar otra exposición de 28 kV y 63 mAs después de 60 s.



Medir el valor medio de píxel y la desviación estandar en un área aproximada de 10x10 mm en los siguientes puntos:



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

VMP1	238,6
VMP2	219,3
VMP3	220,2

Factor de Remanencia	0,04663
----------------------	---------

Instrumento: n/a

Resultado: 0,05

Figura 4-47. MD035

Para esta prueba (figura 4-48) la manera de proceder es incluir placas de metacrilato del 10mm y realizar la compresión, de manera que se extrae una relación entre la dosis que administra el tubo y el espesor que se registra (en la práctica será el espesor de la mama). Habrá que recoger dos valores del medidor digital: la dosis, que se apunta en la columna de la K, y el HVL, que se apunta en la columna CHR. Se calcula el resto de parámetros de la tabla con la relación que hay entre la mama y el metacrilato, y se deduce el valor D que es el que se toma para establecer si está en tolerancia o no.

MD036 Dosimetría

Tolerancia:		
Espesor (cm)		D _c (mSv)
PMMA	Mama equivalente	Aceptable
2	2,1	<1,0
3	3,2	<1,5
4	4,5	<2,0
4,5	5,3	<2,5
5	6	<3,0
6	7,5	<4,5
7	9	<6,5

Fuente: PECCR

Método:
<p>Crear un paciente y seleccionar el protocolo QC Processed. Posicionar el tubo en 0°. Montar el paddel de 24x30 y colocar el PMMA sobre detector. Colocar dosímetro a la derecha del PMMA y a 4 cm del borde de la pared torácica. <i>Usar modo OpDose</i> Medir el Kerma en la entrada (sin retrodispersión) y la HVL Con dichos datos se calcula automáticamente la DGM haciendo uso de las tablas de Dance mostradas en las hojas adyacentes.</p> $DGM = K \cdot g \cdot c \cdot s$ <p>g convierte K en D para mama 50% tejido glandular c corrige por el % glandularidad estimado de la mama s corrige por la combinación Ánodo / Filtro usada</p> <p>Si vemos que en modo automático u OpDose la regulación del equipo es afectada por el dosímetro haced la prueba en manual: Ver cuando corta el equipo en OPDOSE y seleccionar la técnica manual</p>

Solo tocar columnas de K y CHR

A/F	W/Rh					
PMMA (mm)	K (mGy)	CHR (mmAl)	g*c	s	D (mGy)	Dlim
30	1,017	0,532	0,35684	1,042	0,378148344	1,5
40	1,44	0,577	0,30866	1,042	0,463138157	2
50	2,43	0,568	0,25172	1,042	0,637370143	3
60	3,33	0,576	0,21896	1,042	0,759760546	4,5

Instrum.: Unfors

Resultado: 0,6374 mGy

Figura 4-48. MD036

5 CONCLUSIONES

La necesidad de realizar pruebas al equipamiento médico está más que justificado, tanto para proteger al paciente como al personal que trabaja con dicho equipamiento, tal como se describe en el apartado 1.

Las pruebas presentadas engloban un amplio espectro de pruebas que se pueden hacer en referencia a Rayos X:

Por un lado, una prueba de aceptación de una sala de rayos digital, que a su vez es una prueba de referencia inicial del equipo. Cuando se realice un cambio de algún elemento importante del equipo que afecte a calidad de imagen o a dosis (tubo o detector) se deberán hacer algunas de dichas pruebas realizadas, pues la referencia ya cambiará ligeramente y, cuando el departamento de radiofísica del hospital quiera comprobar que todo sigue dentro de tolerancia, lo deberá hacer con la nueva referencia.

Por otro lado, se presenta el total de pruebas que se realizan en España para un mamógrafo digital, de manera que cualquier cambio que se realice será repetir alguna o varias de dichas pruebas en función de lo que se haya cambiado en el equipo.

El trabajo aporta valor a la labor realizada por ingenieros y radiofísicos en el día a día de un hospital, sin los cuales no sería posible la correcta atención que deben tener los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] <https://www.scielosp.org/article/rpsp/2006.v20n2-3/188-197/>
- [2] https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1084_web.pdf
- [3] https://elpais.com/diario/1991/10/12/sociedad/687222014_850215.html
- [4] <https://es.slideshare.net/kathyvillalobos1/efectos-biolgicos-y>
- [5] https://www.xtal.iqfr.csic.es/Cristalografia/parte_02.html
- [6] <http://radiologiaparanovatos.blogspot.com/2016/03/t6-tubo-de-rayos-x.html>
- [7] <https://www.boe.es/eli/es/rd/1999/12/23/1976>
- [8] <https://www.sergas.es/Saude-publica/Documents/2958/Protocolo%20espanol-version%201.pdf>
- [9] https://www.seram.es/images/site/protocolo_2011.pdf
- [10] Lorena, P., Hernández, A., Estrada, T. T., Pizarro, A. L., Lorena, M., Cisternas, D., & Tapia, S. (2016). *Calcificaciones mamarias : descripción y clasificación según la 5 . a edición BI-RADS*, 22(2), 80–91.