



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**CONTROL DE CALIDAD ESENCIAL PARA
MAMOGRAFÍA DIGITAL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

P R E S E N T A :

JAVIER ESPINO AGUILAR



DIRECTOR DE TESIS:

M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO

2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

1. Datos del alumno

Espino

Aguilar

Javier

405072363

Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ciencias

Física

1939605

3. Datos del tutor

M. en C.

César Gustavo

Ruiz

Trejo

4. Datos del sinodal 1

Dr.

Luis Alberto

Medina

Velázquez

2. Datos del sinodal 2

Dr.

José Manuel

Alvarado

Reyes

5. Datos del sinodal 3

M. en C.

Patricia Raquel

Avilés

Mandujano

6. Datos del sinodal 4

M. en C.

Juan Carlos

Cruz

Hernández

7. Datos del trabajo escrito

Control de calidad esencial para mamografía digital

91 p

2016

A mi mamá por su incondicional apoyo, a mis hermanas por su paciencia.

Agradecimientos

A mi director de tesis, el M. en C. Cesar Gustavo Ruiz Trejo, por su guía, sus enseñanzas, valiosas observaciones y conocimiento brindado durante la realización de este trabajo.

A la Dr. María Ester Brandan, por recomendar mi cooperación en el Proyecto Binacional: Estudio de calidad de imagen y dosis glandular promedio en estudios de mamografía realizados en Chile y México.

A todos mis sinodales; Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, Dr. José Manuel Alvarado Reyes, M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, M. en C. Juan Carlos Cruz Hernández, por la cuidadosa revisión de esta tesis y todas sus observaciones y consejos que me permitieron mejorarla.

A la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro por permitirme trabajar en el departamento de Imagen del Instituto Nacional de Cancerología, al M. en C. Héctor Galván Espinoza, por su guía, atenciones y observaciones realizadas durante mi estancia en el INCan, y a todo el Instituto por todas las facilidades.

A la Dra. María del Carmen García Blanco, por recibirnos en el Servicio de Oncología del Hospital General de México, a la Técnica Radióloga Alejandra Langarica Chicón, por su invaluable ayuda durante la realización de las pruebas de control de calidad realizadas en el Hospital General y la obtención de imágenes, a los ingenieros del servicio del Hospital General por su valiosa ayuda a la resolución de problemas técnicos y a todo el personal del departamento por todas las facilidades.

Al M. en C. Eduardo López Pineda por su conocimiento brindado y su valiosa ayuda para la realización de las pruebas de control de calidad en el Hospital General.

Al M. en C. Alain Rodolfo Álvarez Luquin por su ayuda en la instalación y manejo del CDMAM analyser.

A los Proyectos PAPITT IN105813 y IN107916, por el apoyo para concluir este trabajo.

A la Física Mariana Jimena Villagomez Casimiro y la M. en C. Naxi Cansino González por sus consejos y apoyo.

Al Instituto de Física, por todas las facilidades brindadas durante la realización de este proyecto.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por el acceso a la educación y formación de calidad.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
---------------------	----------

Capítulo I. Principios básicos	4
---------------------------------------	----------

1.1	La anatomía y composición de la mama	4
1.2	El cáncer de mama	5
1.3	Mastografía	5
1.3.1	Masas	5
1.3.2	Microcalcificaciones	6
1.3.3	Asimetrías	6
1.3.4	Distorsión estructural	6
1.4	Los rayos X y su producción	7
1.4.1	Tubos de rayos X	7
1.4.2	Rayos X de frenado	8
1.4.3	Rayos X característicos	9
1.5	Parámetros que influyen en la calidad e intensidad de la radiación emitida por un tubo de rayos X	10
1.5.1	Tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X (kV)	11
1.5.2	Carga generada (mAs)	11
1.5.3	Material del ánodo	12
1.5.4	Filtración	13

1.6	Interacción de los rayos X con la materia	14
1.6.1	Efecto fotoeléctrico	14
1.6.2	Efecto Compton	15
1.7	Atenuación de los rayos X	16
1.7.1	Coefficiente lineal de atenuación	16
1.7.2	Coefficiente másico de atenuación	17
1.7.3	Bordes de absorción	18
1.7.4	Capa hemirreductora (CHR)	18
1.8	Aspectos considerados para evaluar la calidad de una mastografía	19
1.8.1	Resolución espacial	19
1.8.2	Contraste	20
1.8.3	Ruido	20
1.8.4	Dosis Glandular Promedio	21
1.9	Dosimetría	22
1.9.1	Magnitudes radiológicas	22
1.9.1.1	Exposición	22
1.9.1.2	Kerma	23
1.9.1.3	Dosis absorbida	23
1.10	Efectos biológicos de la radiación	24
1.11	Protección radiológica	25

Capítulo II. El mastógrafo **27**

2.1	El mastógrafo	27
2.2	Tubos de rayos X para mastografía	27

2.2.1	Ánodo	28
2.2.2	Filtros	28
2.2.3	Punto focal	29
2.2.4	Efecto talón	30
2.3	Receptor de imagen	31
2.3.1	Película-pantalla	32
2.3.2	Mamografía computarizada	32
2.3.3	Mamografía digital	33
2.3.3.1	Conversión indirecta	33
2.3.3.2	Conversión directa	33
2.3.4	Resolución espacial y contraste en equipos DR y CR	34
2.4	Compresión y colocación de la mama	35
2.5	Rejilla antidispersora	36
2.6	Control Automático de Exposición (CAE)	37

Capítulo III. Procedimiento experimental **38**

3.1	Mastógrafos	38
3.2	Pruebas de control de calidad	39
3.2.1	Evaluación mecánica y visual	41
3.2.2	Fuerza de compresión	42
3.2.3	Control Automático de Exposición (CAE)	43
3.2.3.1	Repetibilidad del CAE	43

3.2.3.2	Compensación con el espesor y composición de la mama	44
3.2.4	Homogeneidad y artefactos en la imagen	47
3.2.4.1	Homogeneidad de la imagen	47
3.2.4.2	Artefactos	49
3.2.5	Resolución espacial	49
3.2.6	Calidad de imagen (maniquí del ACR)	50
3.2.7	Calidad de imagen (maniquí CDMAM)	51
3.2.8	Valor del rendimiento en condiciones clínicas	53
3.2.9	Capa hemirreductora (CHR)	54
3.2.10	Dosis glandular promedio (DGP)	56
3.2.11	Función de respuesta y evaluación del exponente del ruido	57
3.2.11.1	Función de respuesta	57
3.2.11.2	Exponente del ruido	59
Capítulo IV. Resultados		61
4.1	Evaluación mecánica y visual	61
4.2	Fuerza de compresión	62
4.3	Control Automático de Exposición (CAE)	62
4.3.1	Repetibilidad del CAE	62
4.3.2	Compensación con el espesor y composición de la mama	64
4.4	Homogeneidad y artefactos en la imagen	64
4.5	Resolución espacial	66

4.6	Calidad de imagen (maniquí del ACR)	66
4.7	Calidad de imagen (maniquí CDMAM)	67
4.8	Valor del rendimiento en condiciones clínicas	70
4.9	Capa hemirreductora (CHR)	71
4.10	Dosis glandular promedio (DGP)	72
4.11	Función de respuesta y evaluación del exponente del ruido	72
4.11.1	Función de respuesta	72
4.11.2	Exponente del ruido	77

Capítulo V. Discusión

83

Capítulo VI. Conclusiones y recomendaciones

86

Bibliografía

88

Anexo 1 Protocolo desarrollado en el instituto de física de la UNAM

Anexo 2 Cálculo de las tolerancias para la RCR

INTRODUCCIÓN

El ser humano, como todo organismo pluricelular, está conformado por varios tipos de células que están diferenciadas para realizar funciones especializadas. Las células de un mismo tipo o poco diferenciadas se organizan en estructuras llamadas tejidos, donde están distribuidas regularmente, con un comportamiento fisiológico coordinado.

Casi todas las células poseen la información genética completa del organismo del que forman parte, pero normalmente sólo se expresa aquella parte del genoma necesaria para que la célula lleve a cabo sus funciones, de tal forma que la mayor parte de la información almacenada en los genes permanece inactiva para una célula individual. Sin embargo en ocasiones las células pueden tener acceso a la información genética que normalmente les es denegada y asumen comportamientos que son inapropiados para el tejido del que forman parte, se convierten en células anómalas [RAW].

El material genético es dañado frecuentemente y las células poseen mecanismos para repararlo, aunque eventualmente aparecerán daños (mutaciones) irreparables que conllevan a un fenotipo anormal. Las mutaciones pueden provocar la muerte de las células, que el sistema inmunológico las ataque o que pierdan su capacidad reproductiva y finalmente mueran, desapareciendo sus mutaciones con ellas. En dichos casos las células mutadas son reemplazadas por células normales y el evento no pasa a más. Sin embargo, hay ocasiones en que las células mutadas sobreviven y conservan su capacidad de reproducción, creando nuevas células a las que heredarán sus mutaciones. Estas células anómalas son incapaces de llevar a cabo sus funciones correctamente y al continuar con su reproducción dan lugar al crecimiento de una masa tumoral, interfiriendo con el correcto funcionamiento de los tejidos donde proliferan, produciendo síntomas de enfermedad y la muerte del organismo. A dichas células anómalas se les conoce como células cancerosas y a su proliferación en tejidos u órganos como cáncer [RAW].

El cáncer de mama es la proliferación de células cancerosas en tejidos de la mama y es el tipo de cáncer con mayor presencia en las mujeres a nivel mundial. Datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS) señalan que cada año se detectan 1.38 millones de casos nuevos y ocurren 458 mil muertes por esta enfermedad [W2]. Según datos de la Organización Panamericana de la Salud (OPS), el cáncer de mama es el más común entre las mujeres (29% respecto del total de casos de cáncer) y es la segunda causa de muerte por tumores malignos para este grupo de la población [W2].

El pronóstico de las pacientes mejora drásticamente si el cáncer es detectado en sus fases tempranas, por lo que es idóneo contar con pruebas para detectar a las personas que, aún sin síntomas, padecen esta enfermedad. En México, la Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011 para la Prevención, Diagnóstico, Tratamiento, Control y Vigilancia Epidemiológica del Cáncer de Mama, contempla tres medidas de detección: la autoexploración, el examen clínico de las mamas y la mastografía [W2].

Las mastografías son imágenes planas de la mama, obtenidas mediante el uso de rayos X, en las cuales se pueden apreciar sus tejidos internos. La mastografía es el método más eficaz en cuanto a la detección temprana de lesiones malignas. En caso de encontrarse en las mastografías de tamizaje lesiones sospechosas de ser malignas, se realizan otras pruebas como ultrasonidos y biopsias. En los casos en los que se encuentren lesiones malignas se realizan mastografías de diagnóstico para determinar la malignidad de la lesión, su ubicación y su extensión.

Para detectar en las mastografías las alteraciones más sutiles que pueden indicar la presencia de enfermedad, es necesario que éstas presenten una alta calidad de imagen (bajo ruido, alto contraste y resolución espacial), por lo que los equipos diseñados para tomar mastografías, llamados mastógrafos, se deben someter periódicamente a pruebas de control de calidad. En dichas pruebas se comprueba que todos los componentes del mastógrafo funcionan adecuadamente y no representan algún riesgo para las pacientes u operadores.

Este trabajo de tesis de licenciatura en Física se enmarca dentro del Proyecto Binacional: Estudio de calidad de imagen y dosis glandular promedio en estudios de mamografía realizados en Chile y México.

Este proyecto reúne a investigadores de la Pontificia Universidad Católica de Chile (PUC) y de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) para establecer una colaboración científica en temas de dosimetría y física médica. En particular el proyecto se enfoca en realizar medidas de calidad de imagen y dosis glandular promedio en equipos convencionales y digitales de Santiago de Chile y la Ciudad de México. Los resultados serán de interés clínico para evaluar el cumplimiento de las recomendaciones internacionales y nacionales respectivas en la práctica de la mamografía.

El objetivo de este trabajo es evaluar la calidad de la imagen y la dosis glandular promedio en técnicas radiográficas de tamizaje en cinco equipos de la Ciudad de México mediante catorce pruebas del tipo esencial, basadas en el protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM (Anexo 1).

El análisis de los datos ayudará a establecer una comparación del cociente riesgo/beneficio de los procedimientos de mamografía de tamizaje realizados en los dos países latinoamericanos. En este trabajo se procederá bajo la hipótesis de que los mastógrafos a evaluar se encuentran en óptimas condiciones.

El presente trabajo está estructurado en 6 capítulos. En el capítulo I se abordan los principios básicos de la mastografía, como la anatomía de la mama, las lesiones producidas por el cáncer y la producción de rayos X y su interacción con la materia. También, se describen algunas magnitudes radiológicas y de forma general los efectos producidos por la radiación ionizante, se presentan los aspectos considerados al evaluar una mastografía como la dosis glandular promedio y aquellos aspectos relacionados con la calidad de imagen.

El capítulo II describe los componentes básicos del mastógrafo así como características y aspectos relevantes de los mismos.

En el capítulo III se describen las características de los equipos evaluados y las pruebas que se les aplicaron.

En los capítulos IV, V y VI se presenta respectivamente los resultados, la discusión y las conclusiones de las pruebas realizadas y las recomendaciones sugeridas para mejorar los servicios de mastografía y el protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM.

Capítulo I. Principios básicos

1.1 La anatomía de la mama

La mama es un órgano encargado de la producción de leche durante la lactancia. Cada mama consta de 15 a 20 secciones llamadas lóbulos, cada una de las cuales a su vez se subdivide en numerosas secciones de menor tamaño llamadas lobulillos, que son grupos de glándulas que producen leche. Los lóbulos se encuentran conectados al pezón por un complejo sistema ductal. Durante la lactancia, la leche producida por las glándulas fluye a través de los ductos hasta llegar al pezón (figura 1.1).

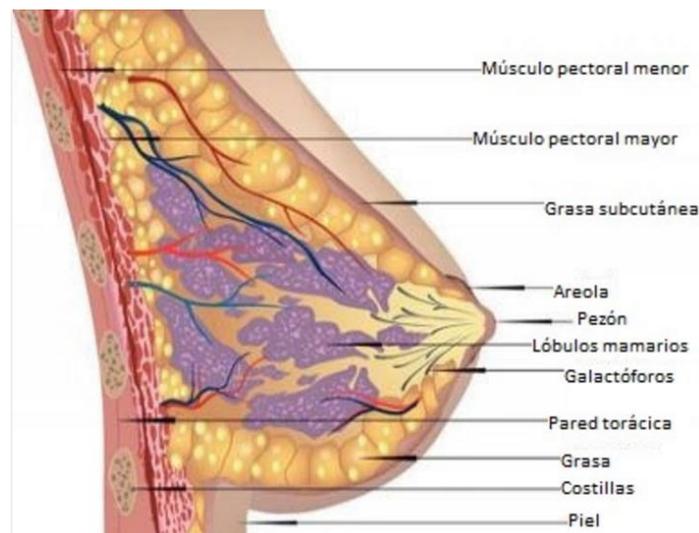


Figura 1.1. Representación esquemática de la Anatomía de la mama [MRA].

Las mamas se localizan en la parte anterior de los músculos pectorales, extendiéndose desde el esternón hasta la línea axilar media y desde la clavícula hasta el sexto u octavo arcos costales. Recibe suplencia sanguínea y nerviosa a través de vasos sanguíneos y nervios provenientes del tórax y del brazo. El drenaje linfático se realiza a través de vasos que recorren toda la mama y llegan a los ganglios ubicados en las axilas, arriba de la clavícula y detrás del esternón. Limitan en su cara posterior con la aponeurosis o fascia del músculo pectoral y contiene abundante tejido graso. La grasa y el tejido conectivo (fibras de colágeno y elastina), junto con los ligamentos de Cooper (que unen la glándula a la piel) constituyen un ligamento que les dan forma y las sostienen [GPJ].

1.2 El cáncer de mama

El cáncer de mama es una proliferación maligna de las células cancerosas en los tejidos de la mama que se originan principalmente en los conductos y lobulillos mamarios. Se clasifica de acuerdo con la estructura del tejido glandular que le da origen y con el compromiso del tejido circundante al tumor. Si se origina en los conductos mamarios se le llama cáncer ductal, si se origina en los lobulillos se le llama cáncer lobulillar. Se le denomina cáncer *in situ* si el tumor crece sólo localmente, es decir, si no presenta propagación de células malignas a otros tejidos o estructuras adyacentes o distantes. Mientras que en el cáncer infiltrante o invasor, las células tumorales crecen entre las células normales de tejidos adyacentes, haciendo que el tumor pueda extenderse a otros tejidos u órganos [MKM].

1.3 Mastografía

La mastografía consiste en una exploración diagnóstica de imagen por rayos X de la glándula mamaria. Los tumores al poseer una densidad mayor que los tejidos de la mama, se pueden identificar en las imágenes mamográficas como masas. Al desarrollarse pueden crear distintos tipos de lesiones o alteraciones en la mama como: grupos de microcalcificaciones, asimetrías y áreas de distorsión estructural, hallazgos que son buscados por el médico radiólogo. Sin embargo, la presencia de estas lesiones no implica necesariamente que la paciente padezca de cáncer, por lo que las imágenes deben ser evaluadas por un médico radiólogo especialista en mastografía para determinar si se tratan de alteraciones benignas o si existe la posibilidad de que sean malignas [MKM].

1.3.1 Masas

Las masas son el hallazgo mamográfico predominante en la mayoría de los casos de cáncer invasivo de mama. Una masa es una lesión de tres dimensiones visible en dos proyecciones mamográficas diferentes. Las estructuras pueden ser redondeadas u ovoideas, en general con contornos exteriores convexos, y más densos en el centro que en la periferia.

Para evaluar la malignidad se juzga la forma, la densidad y los bordes de la masa. Los tumores malignos suelen aparecer más blancos en una mamografía que sus homólogos benignos. Los tumores benignos presentan formas redondas u ovaladas, con bordes bien definidos, mientras los tumores malignos tienden a tener formas irregulares con bordes espiculados [MKM].

1.3.2 Microcalcificaciones

Las calcificaciones (depósitos minerales en el seno) se muestran como manchas blancas en la mamografía y ocurren en dos formas: macrocalcificaciones y microcalcificaciones. Las macrocalcificaciones, que parecen grandes y gruesas no se asocian típicamente con el cáncer. Por otro lado, las microcalcificaciones, que poseen menos de 0.5 mm de diámetro, son consideradas señales de posible malignidad, con o sin una masa visible. La masa puede ser de un tumor benigno, un quiste, o cáncer.

Para evaluar la malignidad de las microcalcificaciones se analizan: su distribución, morfología, densidad, número, tamaño y la presencia o ausencia de cambios con el tiempo. Calcificaciones que presentan una distribución lineal o ramificada son típicas de tumores que se extienden por los ductos de la mama. Las agrupaciones múltiples que se presentan simultáneamente en ambas mamas son típicamente benignas, mientras agrupaciones solitarias son más sospechosas de malignidad. Calcificaciones dispersadas aleatoriamente por todo el volumen de la mama, en patrones no segmentados son comúnmente benignas [MKM].

1.3.3 Asimetrías

Las asimetrías son opacidades mamográficas que son planas, sin bordes convexos y que carecen de la visibilidad de una masa tridimensional. Una asimetría que implica una zona mayor que un cuadrante de la mama se denomina asimetría global, mientras que asimetría local se refiere a una zona más pequeña. La mayoría de las asimetrías representan islas de tejido fibroglandular y son usualmente provocadas por influencia hormonal. Sin embargo, una pequeña proporción de cánceres de mama provocan asimetrías focales [MKM].

1.3.4 Distorsión estructural

El cáncer de mama se puede manifestar en un área de distorsión estructural, resultado del crecimiento de tejido conjuntivo fibroso, generado como respuesta de los tejidos del huésped a la malignidad. En las mamografías, la distorsión estructural aparece como una convergencia de espículas hacia un punto focal sin una masa asociada. También pueden presentarse clínicamente, como hoyuelos en la piel o inversión del pezón [MKM].

1.4 Los rayos X y su producción

Los rayos X son radiación electromagnética que posee una longitud de onda menor que 10 nm, correspondiendo a frecuencias superiores que 3×10^{16} Hz. El ojo humano sólo puede detectar la radiación electromagnética cuyas longitudes de onda están comprendidas en el intervalo de 750 nm a 400 nm, es decir los rayos X no pueden ser detectados a simple vista.

La radiación electromagnética, incluyendo los rayos X, se comporta siguiendo una dualidad onda-partícula, presentan bajo determinadas circunstancias fenómenos propios de las ondas (difracción, interferencia y polarización) pero también se comportan como si se trataran de haces de partículas (como en el efecto fotoeléctrico). Las partículas que conforman la radiación electromagnética se les conoce como cuantos de energía o fotones. La energía y el momento lineal de un fotón dependen únicamente de su frecuencia o, lo que es equivalente, de su longitud de onda [ALAR].

Una propiedad importante de los rayos X es que pueden atravesar espesores apreciables de materia que es opaca a la luz visible, por lo que pueden ser usados para obtener imágenes de la estructura interna del cuerpo humano. Debido a la utilidad que se le puede dar a los rayos X se han creado dispositivos para poder generarlos. Uno de estos dispositivos es el tubo de rayos X.

1.4.1 Tubos de rayos X

Los tubos de rayos X constan de un cátodo, que usualmente es un filamento de tungsteno y un ánodo también compuesto típicamente de tungsteno (W), en los tubos usados en mastografía el ánodo puede ser de molibdeno (Mo), rodio (Rh) u otros elementos, colocados dentro de un tubo de vidrio sellado y evacuado (figura 1.2).

El cátodo es calentado mediante el efecto Joule para que emita electrones por efecto termoiónico. Los electrones emitidos por el cátodo son acelerados con un potencial eléctrico de decenas o centenas de kV hacia un ánodo, creando una corriente entre ambos electrodos. Dicha corriente entre ambos electrodos puede regularse manipulando la temperatura del cátodo (véase la sección 1.5.1 "Tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X"). Cuando los electrones llegan al ánodo su energía cinética adquirida es transformada en calor o emitida en forma de rayos X de frenado o característicos.

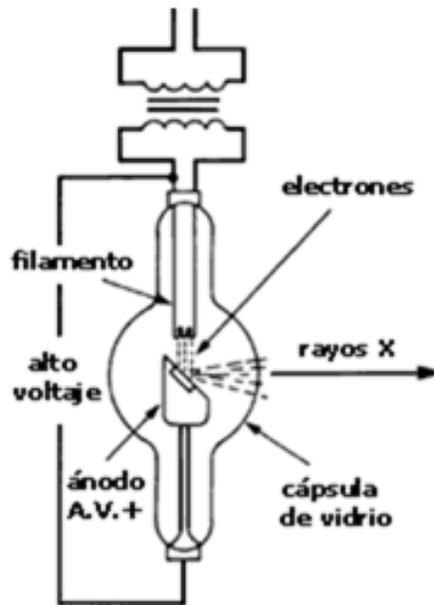


Figura 1.2. Esquema de un tubo generador de rayos X [W1].

1.4.2 Rayos X de frenado

En un tubo de rayos X, los electrones que llegan al ánodo son desviados o frenados por fuerzas coulombianas al pasar por las proximidades de un núcleo atómico. Los electrones al desacelerarse emiten parte de su energía cinética en forma de radiación (figura 1.3).

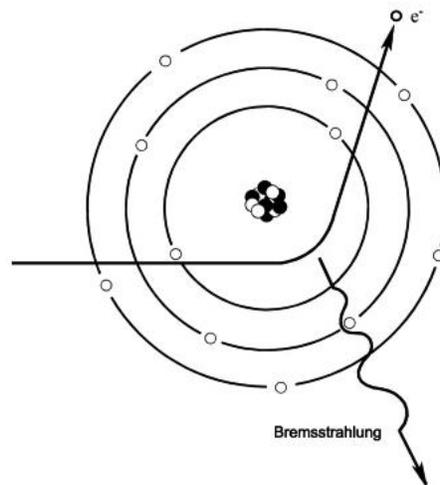


Figura 1.3. Emisión de radiación de frenado (bremsstrahlung).

La desaceleración sufrida por los electrones depende de qué tan cerca pasaron del núcleo que los desvió o frenó. Entre más cerca del núcleo pasen los electrones, mayor será la fuerza que sentirán, mayor será su desaceleración y emitirán un fotón más energético.

Para el caso especial en que el electrón va directamente hacia el núcleo, éste se frenará y emitirá la totalidad de su energía cinética en un único fotón. Todo esto implica que los rayos X emitidos por este fenómeno, llamados radiación de frenado, presenten una distribución continua de energía que va desde unos pocos kV hasta la energía cinética adquirida por los electrones acelerados en el tubo.

En consecuencia, el número de fotones emitidos en función de la energía de los fotones teóricamente debería ajustarse a una línea recta con pendiente negativa. Pero los fotones menos energéticos son menos penetrantes y son rápidamente absorbidos por el propio tubo y la materia que lo rodea (filtros, material refrigerante, etc.), dando como resultado que el espectro no posea los fotones de menor energía y que a partir de un valor de ésta (por ejemplo: 10 keV para el caso de un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno y filtro de aluminio, y de 17 keV para el caso de ánodo y filtro de molibdeno), aumente rápidamente la cantidad de fotones emitidos para, después de llegar a un máximo, disminuir hasta los más energéticos (figura 1.4).

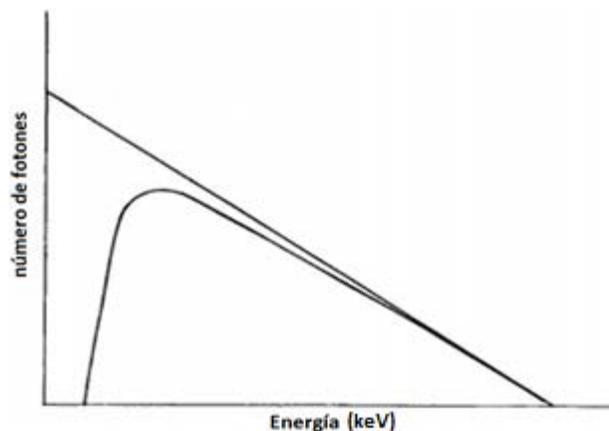


Figura 1.4. Espectro de radiación de frenado teórica (recta) y radiación de frenado real (curva) [PR].

1.4.3 Rayos X característicos

Los electrones acelerados en los tubos de rayos X, aparte de emitir radiación de frenado, pueden interactuar con los electrones de las capas internas de los átomos del ánodo y si le transmiten al electrón una energía mayor a la energía de ligadura de su órbita el electrón será liberado y dejará una vacante en la capa electrónica. Alguno de los electrones de las capas superiores ocupará esa vacante, emitiendo en el proceso un fotón con una energía igual a la diferencia entre la energía de amarre de ambas capas.

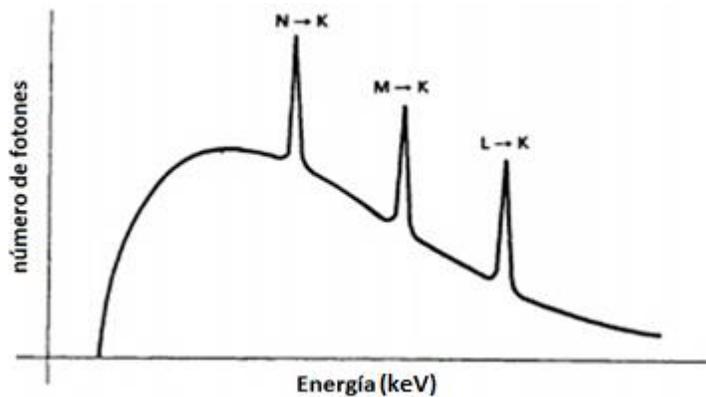


Figura 1.5. Espectro de radiación característica (picos) y radiación de frenado.

Las energías de las capas electrónicas (K, L, etc.) están bien determinadas para cada elemento atómico, de tal forma que las energías de los fotones emitidos por la transición de un electrón de una capa a otra están también determinadas (la radiación característica produce espectros discretos) y son características de cada elemento, razón por la cual se les conoce como rayos X característicos (Tabla 1.1). Debido a esto, las frecuencias de los rayos X característicos emitidos por un tubo de rayos X dependen del material del ánodo y dan lugar en el espectro de emisión del tubo a unos picos superpuestos al espectro de radiación de frenado (figura 1.5).

Tabla 1.1. Energías (keV) de la radiación característica emitida en las transiciones a la capa K, de materiales comúnmente usados en la construcción de ánodos para tubos de rayos X [BJH].

Transición	Tungsteno	Molibdeno	Rodio
$K_{\alpha 1}$	59.32	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	57.98	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	67.24	19.61	22.72

1.5 Parámetros que influyen en la calidad e intensidad de la radiación emitida por un tubo de rayos X

La utilidad de un haz de rayos X depende de la energía de sus fotones y de su intensidad, por lo que es importante poder controlar la intensidad de los haces que se generan y que estos estén compuestos principalmente por fotones cuyas energías sean adecuadas para la tarea de interés. A continuación se mencionan los parámetros que se usan en los tubos de rayos X para obtener la radiación más cercana a la ideal.

1.5.1 Tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X

Al incrementar la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo (kV), los electrones adquieren una mayor energía cinética, lo que aumenta la cantidad y la energía de los fotones de frenado. Por otro lado, las energías de los rayos X característicos no cambian con las variaciones del voltaje, pero si varía la cantidad de fotones característicos emitidos y su proporción con respecto a los de frenado. Entonces, al aumentar el voltaje obtenemos un haz con mayor energía e intensidad (figura 1.6).

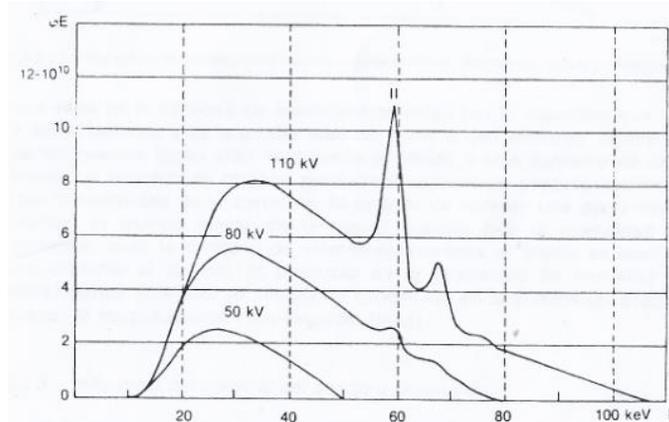


Figura 1.6. Espectro de emisión de rayos X de W para distintas tensiones y una intensidad de corriente constante [PR].

1.5.2 Intensidad de corriente

Al aumentar la intensidad de corriente entre los electrodos, manteniendo fijo el valor de la tensión, se aumenta la cantidad de electrones que inciden en el ánodo, y por lo tanto hay un aumento en la cantidad de fotones emitidos; Sin embargo, la energía cinética adquirida por los electrones sigue siendo la misma. Por lo tanto, al aumentar la corriente hay un aumento en la intensidad del haz emitido por el tubo, pero la energía máxima de los fotones no cambia (figura 1.7).

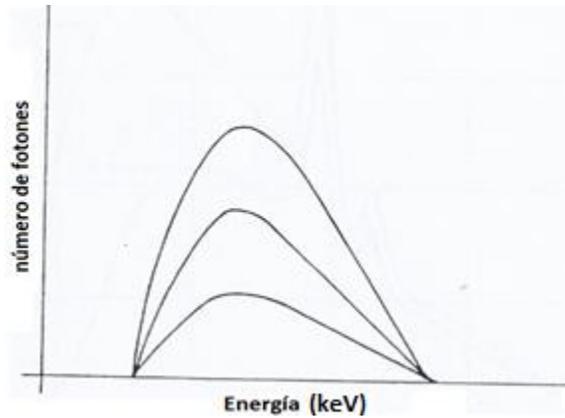


Figura 1.7. Al aumentar el mAs aumenta la eficiencia del tubo, pero la energía máxima de los fotones no cambia [PR].

En cuanto a la exposición, que es la carga eléctrica total de un signo por unidad de masa, producida en aire por radiación ionizante una vez que todos los electrones liberados por los fotones son completamente frenados (véase la sección 1.9.1.1 “Exposición”), el tiempo suele afectar en la misma medida que la intensidad de corriente, pues la cantidad de electrones enviados al ánodo es también proporcional al tiempo (ley de reciprocidad), situación que puede no cumplirse para tiempos de irradiación muy cortos o muy largos (falta de la ley de reciprocidad) [SJR]. El producto de la intensidad de corriente en mA por el tiempo de exposición en segundos proporcionan la carga total que se transporta a través del tubo (mAs).

1.5.3 Material del ánodo

Al cambiar el elemento del cual está compuesto el ánodo se modifica el espectro de emisión, pues por un lado los valores de la energía de la radiación característica emitida cambian y además estaremos irradiando con electrones núcleos con un mayor o menor número atómico, así que los electrones al pasar por las proximidades de los núcleos sentirán una fuerza coulombiana distinta, lo que nos dará como resultado que se modifique el espectro de frenado emitido (figura 1.8). Para un valor de tensión constante, la energía máxima será la misma, pero variará la altura del espectro emitido de manera proporcional al número atómico Z [PR]. Además de su espectro característico.

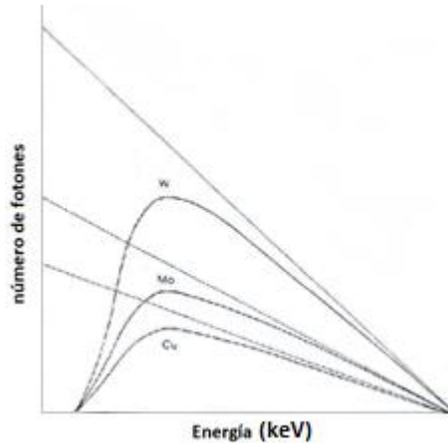


Figura 1.8. Radiación de frenado, teórica y real, para tres materiales distintos para una misma tensión aplicada [PR].

1.5.4 Filtración

Los filtros son materiales que se interponen en la trayectoria del haz de rayos X y absorben los fotones. Los rayos X poseen cierta probabilidad, por unidad de longitud, de interactuar con la materia, ésta probabilidad depende de la energía de los fotones y del material, así que al usar filtros construidos de un material que posea una mayor probabilidad de absorción de fotones de cierta energía, se elimina o disminuye la radiación que no sea útil o que incluso represente un problema. La figura 1.9 muestra la influencia de la filtración en el espectro de energías de un haz de rayos X.

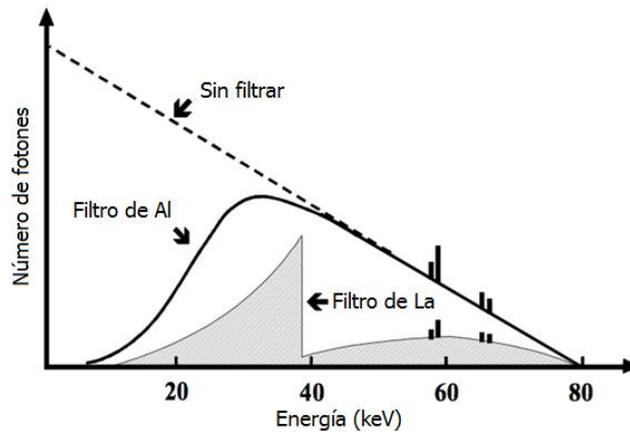


Figura 1.9. Espectro de rayos X filtrado por aluminio y lantano.

1.6 Interacción de los rayos X con la materia

Los rayos X no poseen carga eléctrica por lo que no puede interactuar mediante fuerzas coulombianas con los átomos, esto implica que los rayos X no ionizan directamente la materia que atraviesan. Pueden atravesar varios centímetros de un sólido, o decenas de metros de aire sin interactuar con el material, hasta que finalmente sufren procesos donde son absorbidos o pierden parte de su energía. Los procesos mediante los cuales los rayos X interactúan con la materia son: la dispersión de Rayleigh, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, la producción de pares y la fotodesintegración nuclear.

Qué fenómeno dominará en la interacción de un haz con la materia, dependerá del material y de la energía de los fotones que componen el haz. Para que pueda ocurrir la producción de pares los fotones deben poseer una energía superior a 1.022 MeV y la fotodesintegración nuclear ocurre generalmente para energías mayores que 10 MeV. Para energías menores que 1 MeV los efectos dominantes son el fotoeléctrico o el Compton [W1].

Como veremos más adelante las energías de los fotones usados para producir las mastografías comúnmente se encuentran en el intervalo de los 20 keV a los 30 keV y rara vez superan los 40 keV.

La dispersión de Rayleigh ocurre principalmente para energías muy bajas de rayos X, como los usados en mamografía. Sin embargo, la dispersión de Rayleigh representa menos que el 5% de las interacciones de los rayos X con energías superiores a 70 keV y a lo más representa el 12% de las interacciones para energías cercanas a los 30 keV [BJH], por lo que en este escrito sólo se tratarán el efecto fotoeléctrico y el Compton.

1.6.1 Efecto fotoeléctrico

En este proceso, un electrón de una capa atómica interna absorbe completamente un fotón que posee una energía mayor que la energía de amarre de la capa. Cuando esto sucede el electrón queda libre y adquiere una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de amarre del electrón (figura 1.10).

El electrón liberado deja una vacante en su capa, esta vacante es ocupada por un electrón de las capas superiores, transición en la cual es emitida la llamada radiación característica. El electrón libre pierde rápidamente su energía cinética, emitiendo radiación o excitando e ionizando los átomos del material.

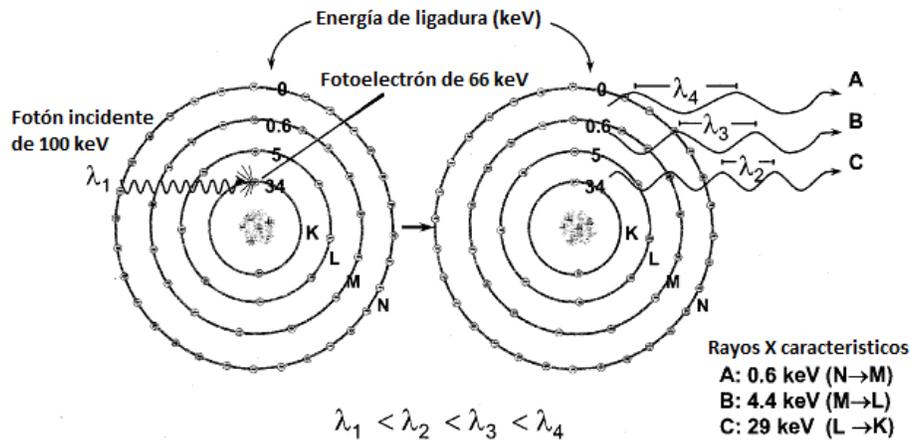


Figura 1.10. Esquema del efecto fotoeléctrico con un fotón incidente de 100 keV en un átomo de yodo y de la radiación característica emitida [BJH].

La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico es directamente proporcional al cubo del número atómico del elemento involucrado en el proceso y es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón [BJH].

1.6.2 Efecto Compton

Ésta interacción consiste en la colisión de un fotón con un electrón “libre” o débilmente amarrado, es decir, ocurre con electrones de las capas más externas del átomo. Tras la colisión el fotón incidente interacciona con el electrón y es dispersado con un ángulo θ , cediendo parte de su energía al electrón, por lo que el fotón dispersado posee una longitud de onda mayor que la del fotón incidente. El electrón sale acelerado a un cierto ángulo respecto a la línea sobre la cual incidió el fotón y con una energía cinética casi igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y el dispersado (figura 1.11) [BJH].

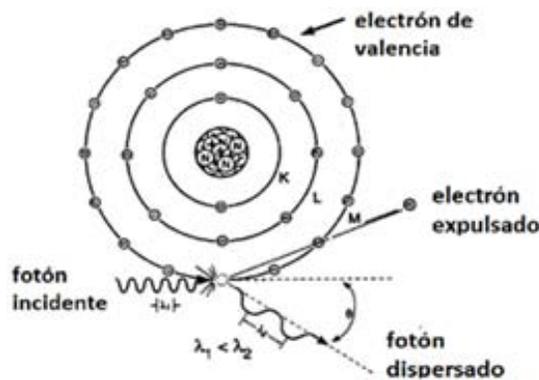


Figura 1.11. Esquema del efecto Compton [BJH].

La longitud de onda del fotón dispersado puede ser calculada a partir de la longitud de onda incidente del fotón original y del ángulo de dispersión, mediante la siguiente fórmula:

$$\lambda_f - \lambda_i = \Delta\lambda = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos\theta) \quad (1.1)$$

Donde λ_i es la longitud de onda del fotón incidente, λ_f es la longitud de onda del fotón dispersado, θ es el ángulo de dispersión del fotón, h es la constante de Planck, m_0 es la masa en reposo del electrón y c es la velocidad de la luz [BJH].

La probabilidad de que ocurra el efecto Compton aumenta con la densidad de electrones en el material.

1.7 Atenuación de los rayos X

Cuando un fotón atraviesa un material tiene una probabilidad de interactuar con los átomos del mismo, que depende del material y la energía del fotón; así que al tener un haz de fotones viajando dentro de un material irá perdiendo fotones conforme vaya penetrando en el medio, es decir, el haz será atenuado.

La atenuación de un haz de fotones monoenergéticos, al atravesar un material, obedece la ley exponencial.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \dots\dots\dots (1.2)$$

Donde μ es el coeficiente lineal de atenuación, I_0 es la intensidad inicial, x es la distancia recorrida por el haz dentro del material e I es la intensidad del haz después de atravesar un espesor x del material [BJH].

1.7.1 Coeficiente lineal de atenuación

El coeficiente lineal de atenuación (μ), es la suma de las probabilidades, por unidad de longitud recorrida, de que ocurra el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, la producción de pares, la fotodesintegración nuclear o la dispersión Rayleigh para un fotón de rayos X, es decir, es la probabilidad de que un fotón de rayos X interactúe con el material por unidad de longitud. Posee unidades de cm^{-1} y en el contexto de esta tesis se expresa como:

$$\mu = \tau + \rho \quad (1.3)$$

Donde τ y ρ son, respectivamente, los coeficientes lineales de atenuación para el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton [BJH].

1.7.2 Coeficiente másico de atenuación

Existe la probabilidad de que un fotón al atravesar un material, interaccione con alguno de los átomos del mismo. La probabilidad de que el fotón interaccione con el material aumenta conforme más átomos se encuentren en su trayectoria. Ello implica que el coeficiente lineal de atenuación depende de la concentración de los átomos en el medio, es decir, depende de la densidad. Por ejemplo, un haz monoenergético se atenuará de forma diferente al atravesar 1 cm de agua líquida, que al atravesar el mismo grosor de hielo o vapor. Para quitar esta dependencia se usa normalmente el coeficiente másico de atenuación μ_m , que se obtiene al dividir el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad Γ del material, por lo que tiene unidades de m^2kg^{-1} .

$$\mu_m = \mu/\Gamma \quad (1.4)$$

La ley de atenuación queda de la siguiente forma:

$$I = I_0e^{-\mu_m(\Gamma x)} \quad (1.5)$$

Donde al producto entre el espesor y la densidad del material (Γx) se le conoce como el espesor másico y sus unidades son de kgm^{-2} .

En la figura 1.12 se muestra el coeficiente másico de atenuación del plomo en función de la energía.

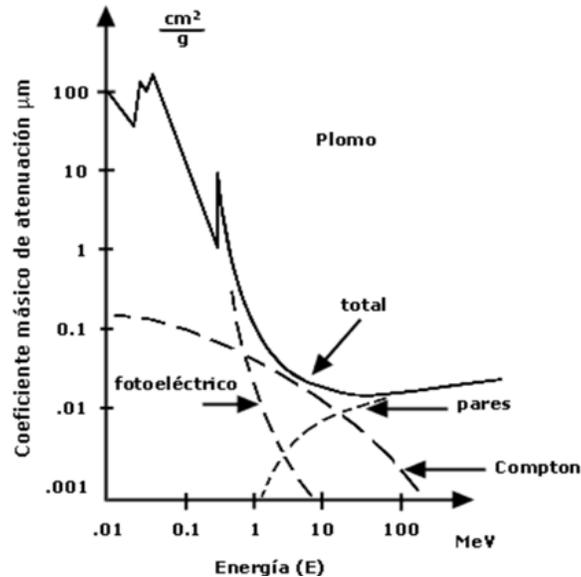


Figura 1.12. Coeficiente másico de atenuación de rayos X en plomo (línea continua), según la energía del fotón. Se indica la contribución de cada uno de los tres efectos (líneas punteadas)[W1].

1.7.3 Bordes de absorción

La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico disminuye conforme aumentar la energía de los fotones y solo puede ocurrir con electrones con una energía de amarre menor a la energía de fotón. Así que la probabilidad de dicho efecto disminuirá, conforme aumenta la energía de los fotones, para los electrones de las capas electrónicas con una energía de amarre menor a la energía de los fotones, pero no ocurrirá para los electrones de capas más internas, cuando los fotones alcanzan la suficiente energía para liberar a los electrones de una capa más interna hay un aumento brusco en la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico y después la probabilidad vuelve a disminuir suavemente (figura 1.13). A dichos saltos en la probabilidad de la ocurrencia del efecto fotoeléctrico se les conoce como bordes de absorción. Éste comportamiento implica que, para un elemento dado, tenemos un mínimo en los coeficientes lineales de atenuación para los fotones con una energía ligeramente menor que las energías correspondientes a los bordes de absorción del elemento.

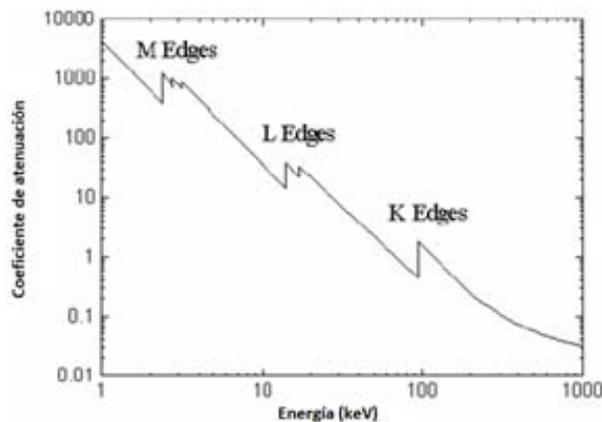


Figura 1.13. Bordes de absorción.

1.7.4 Capa hemirreductora (CHR)

Un haz de fotones se irá atenuando conforme se vaya adentrando en un material, hay un grosor para el cual el haz se atenúa a la mitad de la intensidad que poseía inicialmente (figura 1.14), a dicho grosor se le conoce como capa hemirreductora (CHR) y para un haz monoenergético está dada por:

$$\text{CHR} = \ln(2)/\mu \quad (1.6)$$

Donde μ es el coeficiente lineal de atenuación del material. Este parámetro es usado para caracterizar la capacidad de penetración de un haz de rayos X.

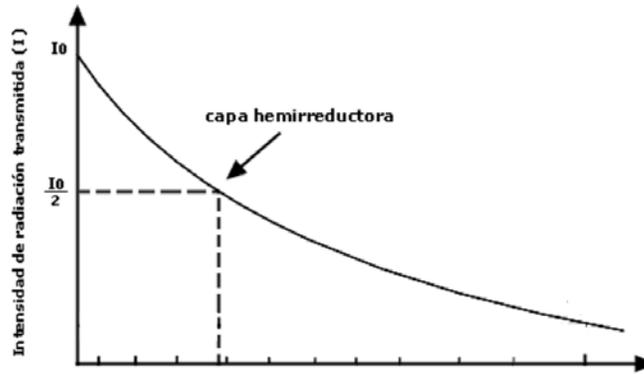


Figura 1.14. Curva exponencial de atenuación para un haz monoenergético de rayos X. Se indica la capa hemirreductora [W1].

En el caso de un haz polienergético, la intensidad del haz no decaerá como una exponencial negativa, ya que el haz irá perdiendo primeramente los fotones menos penetrantes y por lo tanto irá aumentando su capacidad de penetración y cada vez será necesario un mayor grosor del material para volver a disminuir la intensidad a la mitad. Para caracterizar al haz en estos casos se usan los conceptos de primera capa hemirreductora y de energía efectiva.

La primera capa hemirreductora es el grosor necesario de cierto material para disminuir a la mitad la intensidad de un haz polienergético justo antes de adentrarse en el material. La energía efectiva es la energía correspondiente a un haz monoenergético que posee una capa hemirreductora igual a la primera capa hemirreductora del haz polienergético.

1.8 Aspectos considerados al evaluar una mastografía

Las imágenes mamográficas deben cumplir ciertos requisitos de calidad para que sea posible identificar y evaluar las lesiones que se encuentran en la mama. La calidad de estas imágenes es evaluada considerando los siguientes parámetros: resolución espacial, contraste, ruido, presencia de artefactos y, debido a que se usan radiaciones ionizantes, la dosis glandular promedio (DGP).

1.8.1 Resolución espacial

La resolución espacial es la capacidad de apreciar dos objetos pequeños y cercanos como entidades ajenas entre sí. La resolución espacial de la imagen describe el nivel de detalles que tiene. Una resolución más alta, significa una imagen con más detalles.

Es de gran importancia poder detectar microcalcificaciones en la mama, ya que pueden indicar la presencia de tumores malignos y como estos objetos pueden poseer dimensiones de decenas de micras, es necesario que los mastógrafos generen imágenes

con una gran resolución espacial, 100 μm o mayor, para que el médico radiólogo pueda detectar su presencia en la imagen.

La resolución espacial en imágenes mamográficas puede ser medida con ayuda de un patrón de barras, determinando qué tan cerca pueden estar entre sí dos barras y todavía ser identificadas visualmente cada una de ellas. La resolución usada en mastografía ronda los 10 lp/mm.

1.8.2 Contraste

El contraste en una imagen se define como la diferencia relativa entre el brillo, valores en la escala de grises o densidad óptica, etcétera, entre un objeto definido por una región de interés en la imagen y sus alrededores. Por ejemplo, considere una región de interés con un valor constante en la escala de grises sobre un fondo con un valor también constante; si ambas superficies poseen el mismo tono de gris, el contraste será nulo y la región de interés será indistinguible del fondo. Según se incremente la diferencia en tonos de gris será más distinguible la región de interés.

Las masas tumorales producen una atenuación de rayos X similar a la del tejido fibroglandular. Si las mastografías carecen de un buen contraste será fácil que las masas pasen desapercibidas al no distinguirse del tejido que las rodea. Para generar estas imágenes se usan rayos X que se atenúen de forma diferente al atravesar ambos tejidos y es necesario contar con detectores que sean lo suficientemente sensibles para distinguir pequeñas diferencias en intensidad en regiones vecinas. Esto redundará en que la imagen mamográfica cuente con un contraste adecuado (véanse las secciones 2.2 “Tubos de rayos X para mastografía” y 2.3 “Receptor de imagen”).

1.8.3 Ruido

Se considera ruido a todas las perturbaciones que interfieren en las señales transmitidas o procesadas. En las imágenes, el ruido consiste en la variación aleatoria del brillo o el tono de gris producida por el dispositivo que captura la imagen y que no se corresponde con la realidad. Todas las imágenes radiográficas poseen cierto grado de ruido, una importante contribución al ruido en una imagen radiográfica es el llamado ruido cuántico. El ruido cuántico se debe a qué tanto la producción de rayos X y su interacción en un detector se producen de manera aleatoria, y por lo tanto es inevitable tener fluctuaciones estadísticas en los valores de respuesta de los detectores. Existen otras contribuciones al ruido, aparte del ruido cuántico: el ruido electrónico y el ruido estructural. El ruido electrónico se debe a la carga generada debido a la temperatura de los receptores de imagen (ruido negro) y

al ruido de los circuitos de lectura y amplificación. El ruido estructural es causado por variaciones espaciales en la estructura de detector del mastógrafo [FD].

El ruido disminuye el contraste y la resolución espacial de una imagen, esto aunado al tamaño de las microcalcificaciones y a que la atenuación de rayos X es muy similar en ambos tejidos (glandular y el tumoral), haciendo que sea de gran importancia mantener bajos los niveles de ruido en las mastografías para evitar enmascarar la presencia de objetos pequeños y poco contrastados.

1.8.4 Dosis Glandular Promedio

Al tomar una imagen mamográfica, la paciente se expone a radiaciones ionizantes, por lo que siguiendo el criterio de optimización de la protección radiológica, se recomienda que la dosis promedio absorbida por el tejido glandular de la mama (que es más propenso a la carcinogénesis y más sensible a la radiación que el tejido adiposo), llamada de aquí en adelante dosis glandular promedio (DGP), no supere los niveles orientativos (Tabla 1.2).

Cabe señalar que el nivel orientativo no es un límite, sino un criterio que sirve para que las dosis de radiación sean tan bajas como sea razonable, sin afectar la calidad del diagnóstico que se va a realizar. Cuando los valores de las dosis de radiación a las pacientes resultan ser sistemáticamente mayores o mucho más bajos que los niveles orientativos, procede realizar una investigación para la posible aplicación de medidas correctivas [ICRP 60].

Tabla 1.2. Niveles de dosis orientativos y deseables de DGP para tejidos de la mama en función de su espesor [PECCR].

PMMA	Espesor (cm)		DGP (mSv)	
	Mama equivalente	Acceptable	Deseable	
2.0	2.1	1.0	0.6	
3.0	3.2	1.5	1.0	
4.0	4.5	2.0	1.6	
4.5	5.3	2.5	2.0	
5.0	6.0	3.0	2.4	
6.0	7.5	4.5	3.6	
7.0	9	6.5	5.1	

El valor de la DGP se puede calcular a partir del kerma en aire a la entrada de la mama (ESAK) mediante la fórmula:

$$DGP = ESAK c.g.s \quad (1.7)$$

Donde c g y s son coeficientes de conversión del kerma en aire a la entrada de la mama que se aplican para obtener la dosis glandular promedio. El coeficiente s depende de la combinación ánodo/filtro que se utilice. El producto de los coeficientes c y g depende del

valor de la CHR del haz de radiación, del espesor de la mama comprimida y de la composición de la mama. Estos valores se encuentran reportados en las tablas 1.3 y 1.4.

Tabla 1.3. Valores del coeficiente s [PECCR].

Blanco/Filtro	Factor s
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Al	1.050

Tabla 1.4. Producto de los coeficientes g y c para mamas simuladas con PMMA [PECCR].

Espesor PMMA (mm)	Espesor equivalente de la mama (mm)	Glandularidad de la mama (%)	CHR (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.336	0.377	0.415	0.450	0.482	0.513	0.539
30	32	67	0.245	0.277	0.308	0.338	0.368	0.399	0.427
40	45	41	0.191	0.217	0.241	0.268	0.296	0.322	0.351
45	53	29	0.172	0.196	0.218	0.242	0.269	0.297	0.321
50	60	20	0.157	0.179	0.198	0.221	0.245	0.269	0.296
60	75	9	0.133	0.151	0.168	0.187	0.203	0.230	0.253
70	90	4	0.122	0.127	0.142	0.157	0.173	0.194	0.215
80	103	3	0.097	0.110	0.124	0.136	0.150	0.169	0.188

1.9 Dosimetría

La dosimetría de la radiación es el cálculo de la dosis absorbida como resultado de la exposición a la radiación ionizante.

1.9.1 Magnitudes radiológicas

Para poder medir la energía impartida al medio y cuantificar los cambios producidos en los materiales debido a la radiación, ha sido necesario definir ciertas magnitudes, así como las unidades correspondientes [NCG].

1.9.1.1 Exposición

La exposición (X) es la carga eléctrica total de un signo por unidad de masa, producida en aire por radiación ionizante, una vez que todos los electrones liberados por los fotones son completamente frenados.

$$X = dq/dm \quad (1.8)$$

Su unidad en el Sistema Internacional es el Ckg^{-1} . Pero es común que se use el Roentgen (R) cuya equivalencia es:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} Ckg^{-1} \quad (1.9)$$

1.9.1.2 Kerma

El kerma (K) es la cantidad de energía transferida por unidad de masa, por la radiación indirectamente ionizante (fotones, neutrones) a las partículas cargadas de la materia irradiada.

$$K = dE_{tr}/dm \quad (1.10)$$

Las partículas con carga a las que la radiación les transmite energía pueden emitir la energía recibida en forma de fotones, pero también pueden ionizar o excitar otras partículas del material. La energía emitida en forma de fotones es llamada kerma de radiación K_r y a la energía que se haya gastado en producir ionizaciones o excitación se le llama kerma de colisión K_c , siendo el kerma la suma del kerma de radiación y el de colisión.

$$K = K_r + K_c \quad (1.11)$$

La unidad del kerma en el Sistema Internacional de unidades es el gray (Gy), que se define como:

$$1 Gy = 1 Jkg^{-1} \quad (1.12)$$

1.9.1.3 Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) es la cantidad de energía, por unidad de masa, depositada por la radiación ionizante en un material irradiado.

$$D = dE/dm \quad (1.13)$$

Su unidad en el Sistema Internacional de unidades es el gray (Gy).

Sin embargo, existe una unidad tradicional, el rad que equivale a:

$$1 rad = 0.01 Jkg^{-1} \quad (1.14)$$

Si en el volumen de interés existe equilibrio de partícula cargada (EPC), es decir, si para cada partícula cargada que sale del volumen de interés con una cierta energía cinética, existe otra partícula idéntica y con la misma energía cinética que entra en el volumen, entonces en el volumen, la dosis absorbida es igual al kerma de colisión.

$$D = K_c \quad (1.15)$$

1.10 Efectos biológicos de la radiación

Los rayos X son capaces de ionizar átomos y moléculas, en particular pueden ionizar las moléculas de las células y causar daños a los tejidos de los organismos vivos provocando su enfermedad o incluso la muerte. La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP por sus siglas en inglés) ha introducido una clasificación de los efectos, basado en la probabilidad de ocurrencia: los efectos estocásticos y los deterministas.

Tabla 1.5. Efectos biológicos deterministas de la radiación [W1].

Dosis (mSv)	Efecto
0 – 250	Ninguna lesión evidente.
250 – 500	Posibles alteraciones en la sangre, pero ninguna lesión grave.
500 – 1000	Alteraciones de las células sanguíneas. Alguna lesión. Ninguna incapacitación.
1000 – 2000	Lesión. Posible incapacitación.
2000 – 4000	Certeza de lesión e incapacitación. Probabilidad de defunción.
4000	Cincuenta por ciento de mortalidad.
6000	Dosis mortal.

Los efectos estocásticos son aquéllos cuya probabilidad de ocurrencia se incrementa con la dosis recibida, así como con el tiempo de exposición. No tienen una dosis umbral para manifestarse. Pueden ocurrir o no; no hay un estado intermedio.

En los efectos deterministas la severidad aumenta con la dosis de radiación, y se produce a partir de una dosis umbral (Tabla1.5). Para dosis pequeñas no habrá efectos clínicamente detectables, pero al incrementar la dosis se alcanzan niveles que evidencian situaciones de gravedad [W1].

En los efectos deterministas, la radiación altera las estructuras celulares causando la muerte de la célula o afectando su capacidad de reproducción (mitosis). La mayoría de los tejidos vivos pierden células regularmente y poseen, debido a la mitosis, la capacidad de reemplazar las células muertas. Así que, a menos que la cantidad de células perdidas o

afectadas sea muy grande, es decir, a menos que la dosis sea muy alta (alrededor de 1 Sv o superior) no habrá repercusiones significativas debido a estos procesos.

Sin embargo, la radiación también puede modificar la estructura del ADN. Por lo tanto puede provocar defectos genéticos hereditarios y puede crear células cancerígenas. La probabilidad de carcinogénesis o de generación de afecciones congénitas aumenta linealmente con la exposición, de esta forma, un aumento en la radiación recibida incrementa el riesgo de enfermedad, aun cuando la dosis sea baja, es decir, menor que 500 mSv.

1.11 Protección radiológica

Debido a los riesgos que conlleva el trabajar con radiaciones ionizantes es necesario mantener la probabilidad de exposiciones a la radiación, el número de personas expuestas y la magnitud de sus dosis individuales tan bajo como sea razonablemente alcanzable, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales. Para ello se han establecido restricciones en las dosis de radiación o en los riesgos para los individuos, debidos a una fuente en particular (restricciones de riesgo y niveles orientativos) y se define “restricción de dosis” en las situaciones de exposición planificada y el “nivel orientativo” para las situaciones de exposición existentes y de emergencia. Sin embargo, a pesar de que la exposición médica para pacientes es una situación de exposición planificada, no es apropiado aplicar límites de dosis, es decir valores de la dosis que no debieran rebasarse, porque tales límites a menudo serían más perjudiciales que benéficos. Entonces, para la exposición médica de pacientes el énfasis está en la justificación de los procedimientos médicos, es decir, el beneficio clínico debe ser mayor que el riesgo derivado de la exposición a la radiación, y en la optimización de la protección radiológica, lo que significa que la dosis de radiación debe ser lo menor posible, pero sin comprometer el beneficio buscado [ICRP 60].

Los niveles orientativos se usan en el diagnóstico clínico para indicar si en condiciones de rutina, los valores de la dosis de radiación suministrados al paciente son excepcionalmente altos o bajos para ese procedimiento. En ese caso, debe comenzarse una revisión local para determinar si la protección se ha optimizado adecuadamente o si se necesita una acción correctiva [ICRP 60].

Los valores de la Dosis Glandular Promedio (DGP) se usan para establecer los niveles orientativos en las mastografías. La DGP se determina para las técnicas radiográficas seleccionadas automáticamente por el equipo para maniqués de distinto espesor de PMMA. Los niveles orientativos de DGP por espesor de PMMA se indican en la tabla 1.6.

Tabla 1.6. Niveles orientativos de DGP para mastografías [PECCR].

Espesor de PMMA (cm)	DGP (mSv) Aceptable	Deseable
2.0	1.0	0.6
3.0	1.5	1.0
4.0	2.0	1.6
4.5	2.5	2.0
5.0	3.0	2.4
6.0	4.5	3.6
7.0	6.5	5.1

Capítulo II. El mastógrafo

2.1 El mastógrafo

Los mastógrafos son equipos de rayos X específicamente diseñados para obtener radiografías de alta calidad de los tejidos de la mama, siendo este tipo de imágenes las más exigentes en radiodiagnóstico debido a la calidad requerida y a los coeficientes de atenuación que poseen los tejidos de la mama y las masas tumorales. Los mastógrafos poseen ciertos componentes básicos como son: tubo de rayos X, filtros, sistema de compresión, rejilla antidispersora, receptor de imagen y el Control Automático de Exposición (CAE). A continuación se presenta una breve descripción de éstos (Figura 2.1).

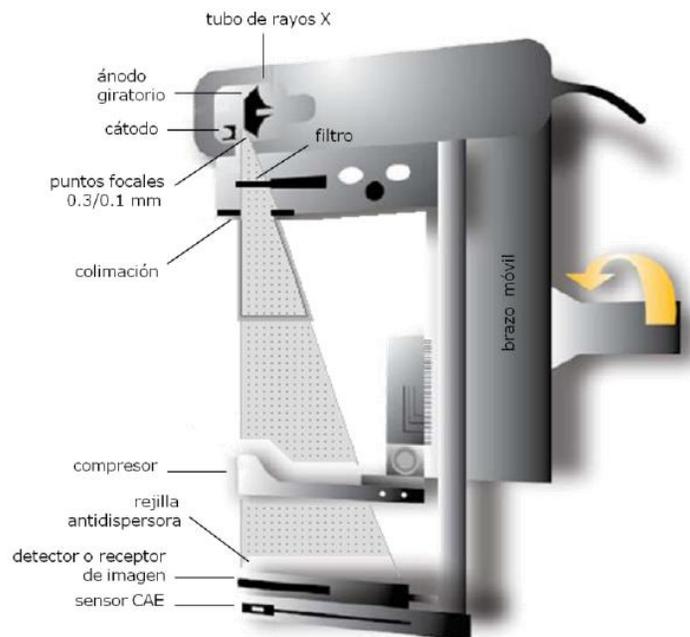


Figura 2.1. Esquema de un mastógrafo de película-pantalla. En los equipos CR y DR se usan otros receptores de imagen. [MRA]

2.2 Tubos de rayos X para mastografía

Los tejidos adiposo, glandular y tumoral presentan coeficientes lineales de atenuación muy similares entre sí para los rayos X (figura 2.2). La mayor diferencia entre estos coeficientes se obtiene con energías situadas entre los 20 y 30 keV, por lo tanto, los tubos de rayos X usados en los mastógrafos deben emitir haces en los que predominen fotones en ese intervalo de energías. Esto se logra, por un lado usando una tensión entre los 22 y

los 49 kV, y por otro lado, eligiendo materiales específicos para fabricar el ánodo y los filtros.

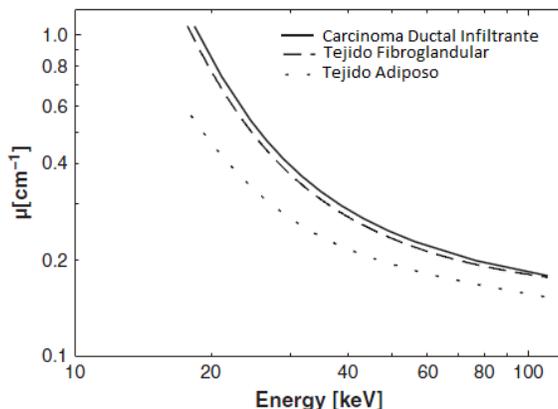


Figura 2.2. Coeficientes lineales de atenuación para los distintos tejidos de la mama [FD.]

2.2.1 Ánodo

El material del ánodo de un tubo de rayos X debe soportar el desgaste mecánico y las altas temperaturas; es común que en estos dispositivos se use el tungsteno (W). Sin embargo, el tungsteno emite una radiación característica alrededor de 60 keV (sólo se consideran las energías de transiciones a la capa K, ya que la radiación característica de otras transiciones es totalmente atenuada por los filtros del tubo). Los elementos molibdeno (Mo) y rodio (Rh) emiten radiación característica en el intervalo de 20 a 30 keV, por lo que es común que los tubos de rayos X diseñados para mastografía posean ánodos fabricados con dichos elementos, aunque actualmente, con los avances tecnológicos recientes, cada vez es más frecuente encontrar tubos de rayos X para mamografía con ánodos de W.

2.2.2 Filtros

Un tubo de rayos X con un ánodo de Mo, Rh emitirá una radiación característica apropiada para el objetivo de los mastógrafos, pero también emitirá una gran cantidad de radiación de frenado con energías fuera del rango de interés. Los fotones de menor energía son poco penetrantes y no logran atravesar la mama, por lo que no contribuyen a la formación de la imagen y depositan gran parte de su energía en los tejidos aumentando la dosis recibida por la paciente. Por otro lado, la radiación de frenado posee también fotones de alta energía, muy penetrantes, que casi no interactúan con la mama y para los cuales los coeficientes de atenuación de los tejidos de la mama serán muy similares, en consecuencia, al ser detectados no contribuyen con información de la mama, pero si aumentan el nivel del ruido.

Para eliminar los fotones de más baja energía del haz se usan ventanas de berilio (Be, $Z=4$), ya que este elemento atenúa las radiaciones de baja energía (debajo de los 15 keV), y es transparente para los fotones de energías superiores. Para filtrar la radiación de mayor energía se usan láminas de molibdeno o rodio ya que, debido al efecto de borde, estos elementos tienen un mínimo local en sus coeficientes lineales de atenuación, cerca de las energías de la radiación característica que ellos mismos emiten y que son las que interesan conservar. Como en el caso de los ánodos, cada vez es más frecuente encontrar tubos de rayos X para mamografía con combinaciones ánodo/filtro de W/Rh, W/Al y W/Ag.

2.2.3 Punto focal

El punto focal real es la zona del ánodo en la cual inciden los electrones. Existe también un punto focal efectivo, que consiste en la proyección del punto focal real en la dirección del haz de rayos X. (figura 2.3). El tamaño del punto focal influye en la calidad de las imágenes. Si un punto focal no es puntual, el cual es el caso real, se generan zonas de penumbra en los bordes de las proyecciones, provocando que las imágenes obtenidas luzcan borrosas. Entre más grande sea un punto focal más extensas serán las zonas de penumbra y más borrosa lucirá la imagen resultante (Fig. 2.4).

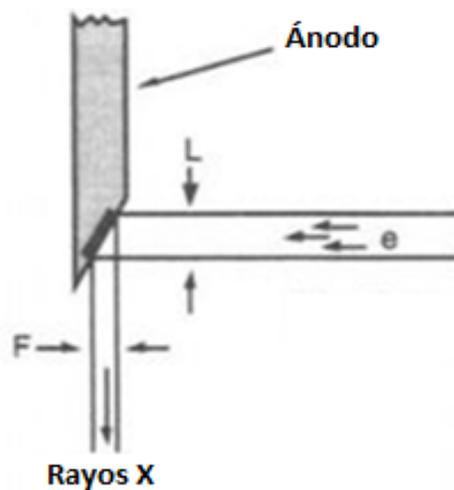


Figura 2.3. Tamaño del punto focal real (L) y el tamaño del punto focal efectivo (F).

Para lograr que la geometría del punto de enfoque no reduzca la calidad de la imagen, el tamaño de los puntos focales en equipos de mastografía es de 0.3 mm, o en el caso de mastografías con magnificación, de 0.1 mm (ya que la magnificación se logra alejando la mama del receptor de imagen, pero al aumentar la distancia entre la mama y el receptor también aumenta el efecto de borrosidad geométrica). Para disminuir el tamaño de los

puntos focales se usa una copa de enfoque, que es una copa metálica que rodea al cátodo y es cargada negativamente, de tal forma que enfoca los electrones en un haz más angosto (figura 2.5).

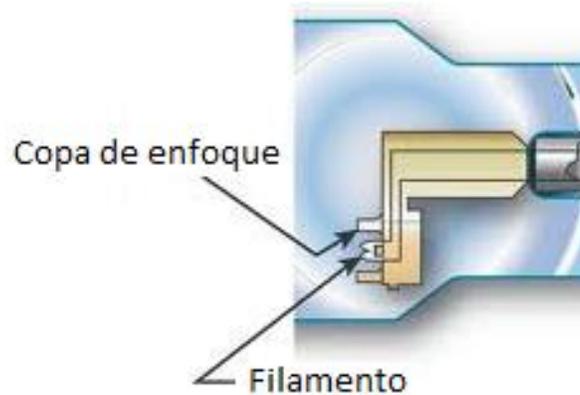


Figura 2.5. Filamento del cátodo con la copa de enfoque.

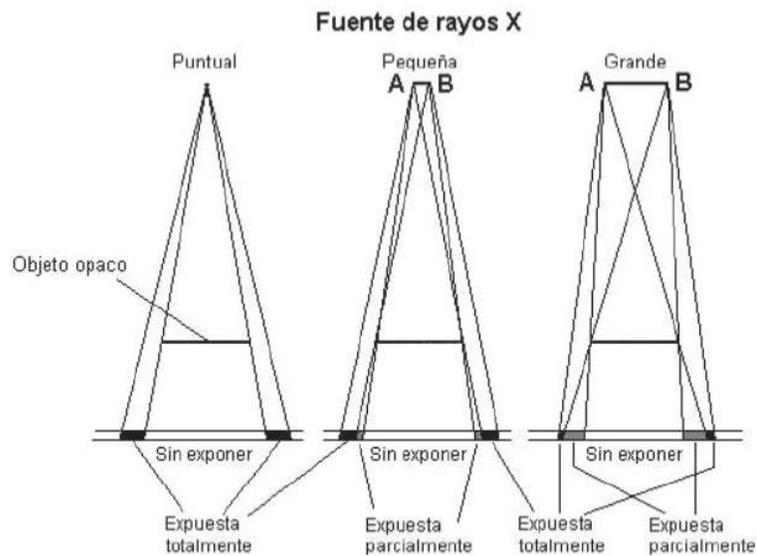


Figura 2.4. Efecto del tamaño del punto focal sobre la resolución espacial. [RTCG]

2.2.4 Efecto talón

Los rayos X producidos en el ánodo deben atravesar un espesor de material del propio ánodo hasta la superficie. Debido a la geometría del ánodo, el espesor que atraviesan los rayos X depende del ángulo con que se emiten respecto al ánodo, lo que genera una variación de la intensidad de la radiación emitida, a este fenómeno se le llama efecto talón (figura 2.6).

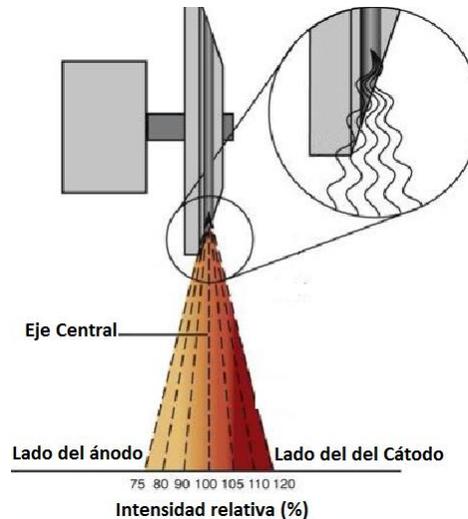


Figura 2.6. Efecto talón.

Debido al efecto talón la parte del objeto situada en el lado anódico puede aparentar una mayor capacidad de atenuación en las imágenes radiográficas. Esto al ser menor la radiación que incide en dicha zona.

Para compensar este efecto, en las radiografías se coloca la parte más densa del objeto a estudiar del lado del cátodo y la menos densa del lado del ánodo. En el caso de la mama la zona más densa es la adyacente al tórax, por lo que al borde del receptor que está del lado del cátodo se le conoce como borde del tórax.

2.3 Receptor de imagen

Los rayos X al pasar por la mama serán atenuados en una diferente proporción dependiendo de los diferentes tejidos que atraviesen, esto provoca que a la salida de la mama el haz presente una distribución no homogénea de intensidades, esta distribución posee información de las estructuras internas de la mama y puede ser usada para crear una imagen de las mismas.

En los mastógrafos se cuenta con un dispositivo que es sensible a las diferencias de intensidad presentes en la radiación que atravesó la mama. La principal diferencia entre los tipos de mastógrafos es el receptor de imagen; los tipos de mastógrafos usados actualmente son: los de película-pantalla, radiografía computarizada (CR), radiografía digital (DR) [MKM]. A continuación se hará una breve descripción de los receptores usados por éstos.

2.3.1 Película-pantalla

Los detectores de los equipos de película pantalla consisten en una película fotosensible acoplada a una pantalla intensificadora. Este arreglo se coloca en un chasis de fibras de carbono de baja atenuación para evitar que la película sea expuesta a la luz, a la vez que se atenúa lo menos posible la radiación X.

Las pantallas intensificadoras emiten luz cuando son estimuladas por los rayos X, a su vez la luz emitida por las pantallas estimula la película radiográfica iniciando un proceso que conllevará a la acumulación de átomos de plata en las zonas expuestas a la luz. La acumulación de átomos de plata en una zona es proporcional a la cantidad de luz a la que haya sido expuesta y entre mayor sea la concentración de átomos de plata en una zona ésta será más oscura o dicho de otra manera poseerá una mayor densidad óptica, logrando así que se genere una imagen en la película debido al contraste entre los diferentes niveles de densidad óptica [NCG].

El contraste, en equipos de película pantalla, se puede expresar como:

$$C = DO_1 - DO_2 \quad (2.1)$$

Donde DO_1 y DO_2 son las densidades ópticas de dos regiones adyacentes [RTCG].

2.3.2 Mastografía computarizada (CR)

Los receptores de imagen en equipos de mastografía computarizada (CR por sus siglas en inglés “**computed radiography**”), son láminas flexibles cubiertas por un material fosforescente por fotoestimulación. La radiación absorbida por el material fosforescente provocará que electrones de éste pasen de la capa de valencia a la capa de conducción para después caer en estados metaestables. La cantidad de estados metaestables ocupados por electrones es proporcional a la radiación absorbida por el material.

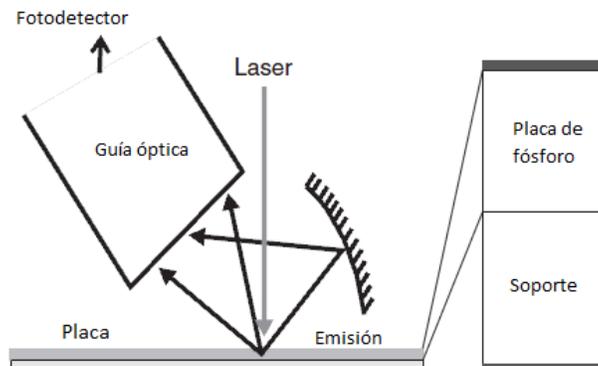


Figura 2.7. Esquema del proceso de lectura de una placa CR [FD].

Los electrones pueden pasar varios minutos atrapados en un estado metaestable. La lectura de una placa irradiada consiste en la estimulación, mediante un láser focalizado, de la transición de los electrones de los estados metaestables a la capa de valencia. En dichas transiciones se emiten fotones con longitud de onda cercana a 400 nm (luz azul). Los fotones emitidos durante este proceso son capturados por un fotosensor (fig. 2.7), el cual genera una corriente proporcional al número de fotones capturados. Posteriormente la corriente generada se digitaliza para formar la imagen [NCG].

2.3.3 Mamografía digital (DR)

En los equipos de mamografía digital (DR por sus siglas ingles “Digital Radiography”) las imágenes son capturadas como señales digitales, la imagen digital se representa mediante una matriz cuyos elementos (pixeles) poseen un valor de tonalidad de gris y son considerados como independientes entre sí. Actualmente existen dos tipos de receptores de imagen para estos equipos: los de conversión indirecta y conversión directa [MKM].

2.3.3.1 Conversión indirecta

Los sistemas de conversión indirecta usan un proceso de dos pasos para la detección de rayos X. Primero un cristal centellador, como el yoduro de Cesio (CsI) dopado con Talio (Tl), que absorbe los rayos X y genera luz. La luz generada por el cristal es detectada y convertida en señales eléctricas por un arreglo de diodos de película fina (TFDs). Las señales eléctricas emitidas por los TFDs son capturadas por transistores de película fina (TFTs). Las señales eléctricas provocadas por la radiación son transferidas a una computadora para su lectura [MKM].

2.3.3.2 Conversión directa

En los equipos de conversión directa, los rayos X son absorbidos por el detector y la señal eléctrica correspondiente es creada en un solo paso. Sus detectores cuentan con un material fotoconductor, como el selenio amorfo (α -Se). Los rayos X al incidir en el receptor pueden generar un par electrón-hueco en el material semiconductor.

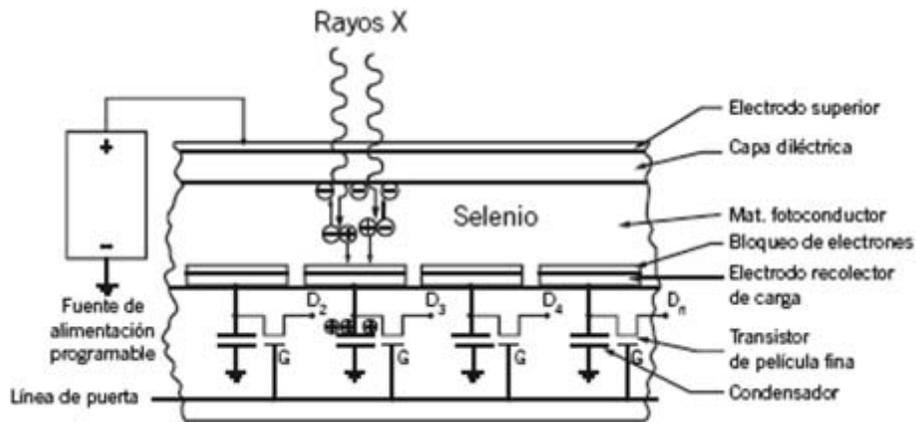


Figura 2.8. Esquema de un detector de conversión directa. [NCG]

Con la ayuda de un campo eléctrico externo la carga generada es dirigida a un *del*-electrodo y colectada en un *del*-capacitor (figura 2.8). Las señales obtenidas por este método son digitalizadas para poder obtener una imagen digital [MKM].

2.3.4 Resolución espacial y RCR en equipos DR y CR

Los detectores de equipos digitales se encuentran divididos en pequeños elementos sensibles (*dels*) que se encuentran distribuidos sobre un plano (figura 2.9). Durante la adquisición de la imagen cada *del* contribuye con una medida de la radiación que haya recibido. En el proceso de digitalización, la información de la mama obtenida por los detectores se representa en un arreglo matricial de números, que es la imagen digital, la señal de cada *del* se representa por un número binario entre 0 y $2^n - 1$, donde n es el número de bits de digitalización. El número de bits debe ser el adecuado para cubrir apropiadamente el rango de atenuaciones de los rayos X al atravesar la mama. En la práctica se ha determinado que 14 bits de digitalización son suficientes para la mamografía digital [BJH].

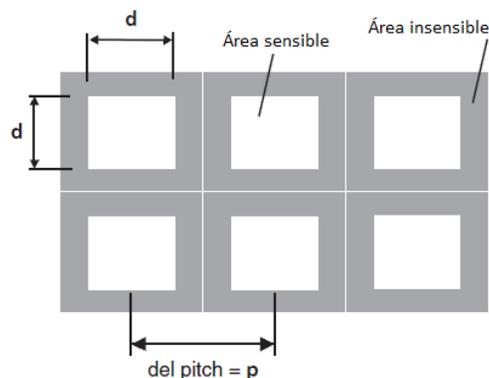


Figura 2.9. Arreglo típico de los *del* de un detector DR. El *pitch* es la distancia entre los centros de dos *del* adyacentes [FD].

Debido a la forma en que funcionan los detectores de equipos DR, no es posible presentar en sus imágenes digitales información espacial de objetos más pequeños que un *del*. Es decir, la resolución espacial de una imagen digital obtenida de un equipo de mastografía está limitada por el tamaño de los *del* de su detector. Es de interés el poder detectar en las mamografías microcalcificaciones que tienen dimensiones de decenas de micras y que pueden indicar la presencia de tumores malignos, por lo que el tamaño de los *del* debe ser cercanas o superiores a 10 pl/mm para que las imágenes puedan brindar información espacial fiable de dichas estructuras [BJH].

En los equipos CR, un láser barre la placa durante el proceso de lectura en una dirección paralela al lado correspondiente del tórax, a su vez la placa es desplazada en una dirección perpendicular a la dirección del barrido del láser. Entonces en los equipos CR el tamaño de los elementos detectores está determinado por el ancho del láser y por la distancia entre las muestras generadas por la velocidad de barrido del láser y el desplazamiento de la placa [BJH].

En las imágenes obtenidas con equipos DR y CR, el contraste puede evaluarse mediante la relación contraste ruido (RCR).

$$\text{RCR} = \frac{VMP_2 - VMP_1}{\sqrt{\frac{DTP_2^2 + DTP_1^2}{2}}} \quad (2.1)$$

Donde VMP_1 y VMP_2 son los valores medios de pixel en dos regiones de interés (ROI) y DTP_1 y DTP_2 es la desviación típica de los pixeles correspondientes a cada ROI [PECCR].

2.4 Compresión y colocación de la mama

Los equipos de mamografía cuentan con una placa móvil entre la salida de los rayos X y el soporte de la mama. Una vez que la mama ha sido puesta sobre el soporte, la placa se baja para comprimirla contra el soporte. Al comprimir la mama se logra una distribución más uniforme del tejido a la vez que se disminuye el espesor que ha de atravesar la radiación, con esto se consigue disminuir la radiación dispersa, reducir el tiempo de exposición, mejorar el contraste, prevenir la superposición de tejidos que podría simular algún tipo de lesión y disminuir la dosis glandular. También disminuye la pérdida de la nitidez debida al movimiento ya que la compresión ayuda a que la mama permanezca inmóvil [MKM].

Es importante mencionar que si la mama no está correctamente colocada al momento de tomar la imagen, puede que parte del tejido no sea visible en la misma, tejido donde puede estar desarrollándose un tumor canceroso [MKM].

2.5 Rejilla antidispersora

Cuando los fotones del haz de rayos X inciden sobre la mama pueden pasar a través de ésta o ser absorbidos o dispersados. Los fotones que viajan directamente del punto focal al receptor de imagen sin interactuar con la mama componen el haz transmitido, este haz lleva la información con la que se construirá la imagen de las estructuras internas de la mama. Los fotones dispersados o radiación dispersa, pueden ser detectados por el receptor de imagen, pero no portan ningún tipo de información útil sobre la estructura de la mama y solamente aumentarán el nivel de ruido en la imagen. Por ello se busca disminuir la incidencia de la radiación dispersa sobre el detector. Uno de los métodos usados para este fin es la colocación de una rejilla antidispersora.

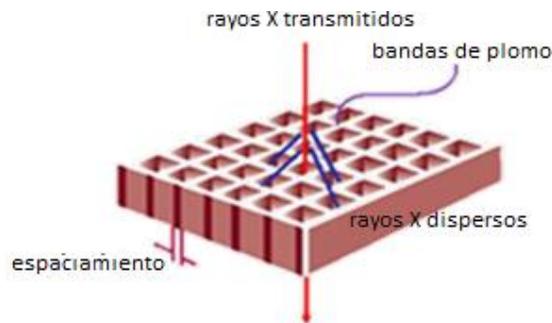


Figura 2.10. Rejilla antidispersora [MRA].

La rejilla antidispersora consiste en una rejilla o un arreglo de tiras metálicas (con gran poder de absorción de los rayos X) intercaladas con un material poco atenuante, de tal forma que una parte de la radiación del haz transmitido logra atravesar la rejilla, mientras que la mayoría de la radiación dispersa no (fig. 2.10).

Para evitar que la sombra de la rejilla genere un artefacto en la imagen, la rejilla no permanece fija, sino que oscila a alta velocidad durante la exposición de la mama [MRA].

Las rejillas antidispersoras están diseñadas para evitar que la radiación dispersa incida sobre el detector y permitir el paso de la radiación transmitida, sin embargo, también elimina parte de los rayos X transmitidos. Para mantener una incidencia sobre el detector que sea adecuada para generar imágenes útiles, es necesario aumentar la exposición lo que implica un aumento de la dosis de radiación depositada en la paciente [MRA].

2.6 Control Automático de Exposición (CAE)

El control automático de exposición (CAE) es un dispositivo electrónico que selecciona, con base en el espesor y composición de la mama, los factores de exposición (ánodo/filtro, kVp y mAs). El buen funcionamiento del CAE es fundamental para obtener una exposición óptima, con la cual se logre la mejor calidad de imagen a la vez que se minimice la dosis glandular promedio.

Capítulo III. Procedimiento experimental

A continuación se describen las características de los cinco mastógrafos evaluados así como los procedimientos y los criterios de aceptación de cada una de las pruebas aplicadas.

3.1 Mastógrafos

Se evaluaron cinco mastógrafos Digitales DR localizados en la Ciudad de México, cuatro de ellos pertenecen al INCan y uno al Hospital General de México. Las características de cada equipo se indican en la tabla 3.1.

Características		Equipo 1	Equipo 2	Equipo 3	Equipo 4	Equipo 5
marca		HOLOGIC	HOLOGIC	FUJIFILM	FUJIFILM	Giotto
modelo		Selenia Dimensions	Lorad Selenia	Amulet Innovality	Amulet Innovality	Image 3DL
Tubo de rayos X	Marca	VARIAN	VARIAN	VARIAN	VARIAN	IAE
	Modelo	M-113T	M-113R	M-113T	M-113T	XM1016T
	Material(es) blanco	W	Mo	W	W	W
	Material(es) filtro	Rh, Ag, Al	Mo, Rh	Rh, Al	Rh, Al	Ag
Receptor de imagen	Marca	DirectRay	DirectRay	FUJIFILM	FUJIFILM	No Disponible
	Modelo	FFDM-SD	FFDM-L	852Y10071	852Y10071	No Disponible
	Tamaño del detector	24.0 X 29.0 cm ²	25.0 X 28.6 cm ²	24.0 x 30.0 cm ²	24.0 x 30.0 cm ²	24.0 x 30.0 cm ²
	Tamaño del pixel (µm)	70	70	50	50	85
	Distancia foco-detector (mm)	700	660	650	650	63.4
	Distancia foco-superficie (mm)	675	640	635	635	61.8

Para evaluar adecuadamente las pruebas de control de calidad, las imágenes deben ser imágenes crudas “for processing”, es decir, que solamente se les aplicó el procesamiento

de aplanamiento de campo. Cada marca presenta su propia configuración para obtener dichas imágenes.

En los equipos 1 y 2 marca Hologic, para que las imágenes fueran crudas, se tomaron con el protocolo "Flat Field". En los equipos 3 y 4 marca Fujifilm se tomaron en el protocolo "MAX 4.0", manteniendo los valores de sensibilidad (sensitivity) S=121 y de latitud (latitude) L=2. La extracción se realizó mediante un puerto USB desde la consola de operación. Con el equipo 5 marca Giotto, se exportaron al PACS las imágenes crudas junto con las procesadas y la extracción fue realizada en un CD.

En todos los casos las imágenes fueron analizadas en una computadora externa del servicio de mamografía usando el programa ImageJ [ImageJ].

3.2 Pruebas de control de calidad

Se aplicaron pruebas de control de calidad para evaluar la calidad de la imagen y la dosis glandular promedio en técnicas radiográficas de tamizaje. El análisis de los datos ayudará a establecer una comparación del beneficio/riesgo de los procedimientos de mamografía de tamizaje realizados. En la tabla 3.2 se muestran las pruebas de control de calidad realizadas a los equipos, agrupadas según el rubro de interés.

Tabla 3.2. Pruebas realizadas a los equipos de mastografía	
General	<ul style="list-style-type: none">• Evaluación mecánica y visual• Fuerza de compresión• Repetibilidad del CAE• Compensación con el espesor y composición de la mama• Capa hemirreductora (CHR)
Calidad de imagen	<ul style="list-style-type: none">• Uniformidad de la imagen y artefactos• Resolución espacial• Calidad de imagen (maniquí del ACR)• Calidad de imagen (maniquí CDMAM)
Detector	<ul style="list-style-type: none">• Función de respuesta• Exponente del ruido
Dosis	<ul style="list-style-type: none">• Rendimiento en condiciones clínicas• Dosis glandular promedio (DGP)

De las secciones 3.2.1 a la 3.2.11 se describen a detalle cada una de las pruebas mencionadas.

Notas aclaratorias

Las pruebas realizadas se efectuaron de acuerdo con el protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM (véase anexo 1)

Condiciones clínicas: Técnica automática, placa de compresión sobre el objeto, fuerza de compresión mayor o igual que 13 kg o 13 daN.

Desviación estándar del pixel (DTP): Desviación estándar del valor de los pixeles contenidos en una región de interés.

Haz de referencia: Mo/Mo, 28 kV

Hoja de registro: Todas las pruebas se realizarán contando con hojas de registro apropiadas, o una hoja Excel ya preparada para recibir resultados y comentarios.

Imagen cruda: Imagen “for processing”

Imagen cruda linealizada: En CR, las imágenes for processing deben ser linealizadas, según instrucciones en el Protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM (Anexo 1).

Imagen procesada: Imagen “for presentation”

Maniquí ACR: Maniquí acreditado por el American College of Radiology (ACR).

Maniquí CDMAM: Maniquí acreditado por la Comunidad Europea.

Maniquí estándar (o maniquí patrón): Maniquí de PMMA, de 4.5 cm de grosor y que cubrir todo el detector.

Punto de referencia: A 6 cm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.

Región de interés (ROI): Zona que puede seleccionarse en una imagen utilizando las herramientas del interfaz de usuario, que presenta un interés especial por alguna causa concreta. En general, el visor de la modalidad aporta datos sobre los pixeles contenidos en la ROI, tales como el valor medio de los mismos, el valor máximo y el mínimo, y la desviación estándar. Es frecuente utilizar el acrónimo "ROI" (“*region of interest*”) de su forma inglesa.

Relación contraste-ruido (RCR). Se define como:

$$RCR = \frac{VMP \text{ en la ROI (señal)} - VMP \text{ en la ROI (fondo)}}{\sqrt{\frac{DTP^2 \text{ en la ROI (señal)} + DTP^2 \text{ en la ROI (fondo)}}{2}}} \quad (2.1)$$

donde VMP significa “Valor medio del pixel” y DTP es “Desviación estándar del pixel”.

Relación señal-ruido (RSR). Como su nombre indica, la relación señal-ruido (*SNR* en inglés), es la relación entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma. Dado que es deseable que los valores de señal sean altos en un sistema de imagen y el ruido sea lo más bajo posible, los valores de la RSR deberán ser elevados. La RSR se calcula de acuerdo a la siguiente formula:

$$RSR = \frac{VMP \text{ en la ROI}}{DTP \text{ en la ROI}} \quad (2.2)$$

Valor medio del pixel (VMP): Para una ROI seleccionada es la media aritmética de los valores de los pixeles encerrados en dicha ROI.

3.2.1 Evaluación mecánica y visual

Objetivo: Comprobar que los elementos mecánicos del mastógrafo funcionan correctamente.

Criterio de aceptación: Los elementos evaluados mecánica y visualmente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Material y equipo: Hoja de registro.

Procedimiento:

En esta prueba se evalúa el correcto funcionamiento de diferentes componentes del mastógrafo.

1. Estabilidad mecánica de la unidad:
Se verificó que el cuerpo del mastógrafo sea mecánicamente estable, que todas las piezas móviles tengan un movimiento fluido, suave y sin fricción indebida.
2. Indicadores de inclinación, angulación, fuerza de compresión y espesor de la mama:
Todos estos indicadores deben funcionar correctamente.
3. Dispositivos de bloqueo:
Se Probó cada botón para bloqueo de forma independiente, para asegurar que el movimiento mecánico se evita cuando se establece el bloqueo.
4. Campo luminoso:
Este campo de luz debe funcionar correctamente
5. Inspección del estado de los compresores:
Los compresores deben encontrarse en buen estado
6. Soporte del detector libre de vibraciones:
El receptor de imagen debe estar libre de vibraciones.
7. Desactivación de auto descompresión:
Esta opción debe estar disponible con objeto de mantener la compresión y el estatus de ésta debe estar desplegado de manera continua.
8. Descompresión manual:
Esta opción debe estar disponible en caso de fallas eléctricas. Comprimir un maniquí, desconectar la corriente eléctrica y liberar el maniquí manualmente.
9. Seguridad del operador y del paciente:
Ni el paciente ni el operador deben estar expuestos a bordes afilados u otros riesgos, incluyendo los eléctricos.

10. Mampara plomada:

Esta mampara debe brindar el blindaje adecuado y estar en buen estado.

En el panel de mandos:

11. Interruptores e indicadores:

Todos los interruptores y luces indicadores deben funcionar correctamente.

Visualización:

12. El monitor de visualización de la técnica radióloga debe funcionar correctamente.

Tabla de técnicas radiográficas:

13. Debe existir y estar a la vista de la técnica radióloga.

Identificación de la imagen:

14. Imágenes contienen ID de paciente, y parámetros de adquisición

15. DICOM contiene correctamente ID de paciente, hora y fecha de la adquisición

3.2.2 Fuerza de compresión

Objetivo: Verificar que el mastógrafo provee una compresión estable, suficiente pero no excesiva, tanto en el modo motorizado como en el modo manual.

Criterio de aceptación: La compresión motorizada debe encontrarse en el intervalo de 11.3 a 20.4 kg, mientras que la manual debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 30.6 kg. En ambos casos la compresión nominal y medida, deben coincidir en ± 2.0 kg. Después de un minuto, el valor de la fuerza debe mantenerse en el valor inicial aplicado.

Material y equipo: Báscula, es recomendable que sea tipo analógico, no digital. Toallas de baño (paños) o bloque de gomaespuma.

Procedimiento:

Las medidas se realizaron utilizando gomaespuma o la báscula envuelta en una toalla para no dañar el compresor ni el receptor de imagen.

Para verificar el modo motorizado:

1. Se activó el compresor con los pedales o botones dedicados, y se deja descender el compresor hasta que éste se detenga.
2. Se Registró la lectura inicial de la báscula y el indicador del equipo.
3. Se Mantuvo la compresión durante un minuto.
4. Se Registró la lectura final de la báscula y del indicador.

Para verificar el modo manual:

5. Se Activó el compresor manualmente, aplicando compresión hasta donde fue posible.

6. Se registró la lectura inicial de la báscula y el indicador del equipo.
7. Se mantuvo la compresión durante un minuto.
8. Se registró la lectura final de la báscula y del indicador del equipo

3.2.3 Control Automático de Exposición (CAE)

Antes de aplicar las pruebas para evaluar el control automático de exposición (CAE), verificar si éste selecciona la técnica radiográfica en función del espesor de la mama.

1. Se Realizaron 3 irradiaciones del maniquí estándar, sin espaciadores, en condiciones clínicas y se registró la técnica radiográfica.
2. Sobre los dos bordes laterales del compresor se colocó un espaciador, de acuerdo con la tabla 3.3.

Tabla 3.3. Espesores de PMMA y su equivalente de una mama comprimida, según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico del 2011. Adaptado de [PECCR].

Espesor de PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Espaciadores (mm)
30	32	2
45	53	8
50	60	10
60	75	15

3. Con este nuevo dispositivo se realizaron 3 irradiaciones en condiciones clínicas y se verificó si el CAE selecciona las técnicas radiográficas en función del espesor.

3.2.3.1 Repetibilidad del CAE

Objetivo: Verificar la repetibilidad de las técnicas radiográficas que son automáticamente seleccionadas por el equipo (ánodo/filtro, tensión y carga) y la RSR (relación señal/ruido).

Criterio de aceptación: RSR: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5 \%$

mAs: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5 \%$

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas, programa de análisis de imágenes. Para CR: placa CR.

Procedimiento:

1. Se adquirieron cinco imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas (modo automático), para el caso de CR use el mismo chasis en todas las exposiciones.

2. Se registró la técnica radiográfica de cada imagen (blanco/filtro, kV, mAs, compresión y espesor) en cada caso.
3. Se utilizó el software de análisis de imágenes para determinar la relación señal-ruido (RSR) para cada imagen (cruda en DR con respuesta lineal y cruda linealizada en CR y DR con respuesta logarítmica), medida en una ROI de 4 cm² situada a 6 cm del lado correspondiente al tórax, la RSR se calculó restando el valor “offset” al VMP determinado en la prueba función de respuesta del detector.
4. Para obtener el valor de la RSR tenemos: $RSR = VMP/DTP$, en este caso el VMP y la DTP, se midieron en una región de interés, ver figura 3.1.
5. Se calculó la desviación de cada uno de los valores del mAs, con respecto al promedio.

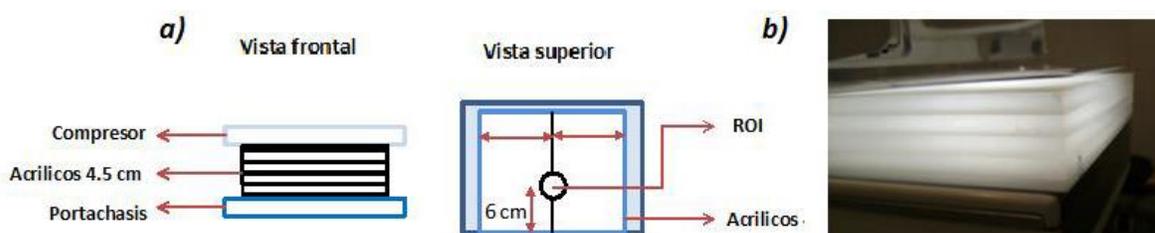


Figura 3.1. Esquema del montaje del equipo utilizado en la prueba de repetibilidad para un equipo digital DR. b) Fotografía del montaje usado en la prueba de repetibilidad en un equipo DR.

3.2.3.2 Compensación con el espesor y composición de la mama

Objetivo: Verificar que la calidad de las imágenes, evaluada a partir de la relación contraste-ruido (RCR) es estable y se mantiene dentro de ciertos márgenes de referencia, independiente de las características de la mama, de acuerdo con la tabla 3.4.

Tabla 3.4. RCR límite (%) para distintos espesores de PMMA. Adaptado de [PECCR].

Esesor de PMMA (cm)	3.0	4.5	5.0	6.0
RCR límite (%)	110	103	100	95

Criterio de aceptación: Para cada espesor, los valores de la relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores límite.

Nota: Estos valores RCR límite se calculan a partir del contraste umbral límite para el disco de 0.1 mm de diámetro obtenido con el CDMAM para un espesor de 5.0 cm de PMMA.

Material y equipo: Espesores de 3, 4.5, 5 y 6 cm de PMMA, lámina de Al tipo 1145 (99.9% de pureza), con dimensiones 1 cm x 1cm x 0.2 mm, imágenes crudas. Para CR, placa CR.

Procedimiento:

La compensación se verifica evaluando la relación contraste-ruido (RCR) asociada a las imágenes de una lámina de aluminio tipo 1145 de 0.2 mm de espesor y dimensiones 1 cm x 1 cm.

1. Se colocó 2 cm de PMMA sobre el soporte de la mama.
2. Se colocó sobre este PMMA la lámina de Al tipo 1145, a un costado de la línea central, con su centro a 6 cm del borde correspondiente al tórax (figura 3.2). se Mantuvo la lámina en esta posición y sobre los 2 cm de PMMA durante toda la prueba.

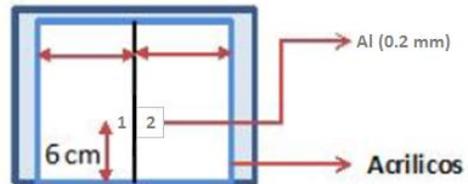


Figura 3.2. Posición de la lámina de aluminio de 0.2 mm de espesor y de 1.0 cm x1.0 cm de lado para medir la RCR.

3. Se Colocó, sin mover el aluminio, 1 cm de PMMA.
4. Se hizo una exposición en condiciones clínicas.
5. Se añadieron placas de PMMA para obtener los distintos grosores de interés, hasta alcanzar el valor máximo de 6 cm y se repitió el paso 5 para cada espesor.
6. Se anotaron las técnicas radiográficas (ánodo/filtro, tensión, carga) porque son necesarias para calcular la dosis glandular promedio.
7. Se midió sobre las imágenes crudas el valor medio del pixel (VMP) y la desviación estándar del pixel (DTP) en las ROI de tamaño 5 mm x 5 mm indicadas en la figura 3.3.

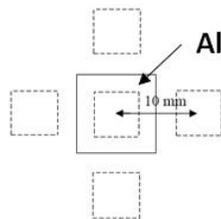


Figura 3.3. Regiones de interés de 5mm x 5 mm

8. Se Calculo la RCR para cada espesor de PMMA de acuerdo con la fórmula:

$$RCR = \frac{VMP(Al) - VMP(F)}{\sqrt{\frac{DTP^2(Al) + DTP^2(F)}{2}}} \quad (3.1)$$

Siendo VMP(Al) y DTP(Al) el valor medio del pixel y la desviación estándar de la ROI de 5mm x 5 mm situada en el centro de la imagen de la lámina de Al; VMP(F) y DTP(F) son, respectivamente, el valor medio del pixel y la desviación estándar asociados al fondo y calculados de acuerdo con las siguientes expresiones:

$$VMP(F) = \sum_{i=1}^4 \frac{VMP(F)i}{4} \quad (3.2)$$

$$DTP(F) = \sum_{i=1}^4 \frac{DTP(F)i}{4} \quad (3.3)$$

En las que el subíndice i designa cada una de las 4 ROI de 5 mm x 5 mm colocadas a cada lado de la lámina de Al y distando 10 mm del centro de la lámina de Al. Este procedimiento de cálculo tiene el objetivo de compensar las diferencias en los valores de los pixeles debidas al efecto talón.

Cálculo del valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm

Para calcular este valor, se usó la expresión:

$$(\text{Contraste umbral}_{\text{medido}})(\text{RCR}_{\text{medida}}) = (\text{contraste umbral}_{\text{límite}})(\text{RCR}_{\text{valor límite}}) \quad (3.4)$$

Dónde:

Contraste umbral_{medido} = contraste umbral del disco de 0.1 mm determinado en la prueba 3.2.7 “calidad de imagen (CDMAM)”.

RCR_{medida} = valor de la RCR determinado con el procedimiento anterior, para el espesor de 5 cm de PMMA.

Contraste umbral_{límite} = valor límite aceptable del umbral de contraste para el disco de 0.1 mm.

RCR_{valor límite} = Valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm de PMMA, que es el valor a calcular.

A partir de RCR_{valor límite} para 5 cm se calcularon los valores límite para el resto de espesores aplicando los porcentajes indicados en la Tabla 3.4. Por ejemplo, el valor límite de la RCR para 3 cm se obtuvo multiplicando RCR_{valor límite} por 1.10; el de 4.5 cm se obtuvo multiplicando por 1.03; y así sucesivamente.

3.2.4 Homogeneidad y artefactos en la imagen

3.2.4.1 Uniformidad de la imagen

Objetivo: Evaluar inhomogeneidades en la respuesta del receptor de imagen, por deficiencias en él o por correcciones inadecuadas durante el proceso de aplanado de campo.

Criterio de aceptación: Desviación máxima del VMP en las ROI individuales con respecto del VMP en la ROI global < ±15%. Desviación máxima de la RSR de cada ROI individual con respecto del valor medio de las RSR en las 5 ROI < ±20%.

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas y software de tratamiento de imágenes (Image J). Para CR, chasis CR.

Procedimiento:

1. Se Adquirió una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas.
2. Las medidas se realizan sobre las imágenes crudas.
3. Se midió el VMP y la DTP de 5 regiones de 4 cm² situadas en las cuatro esquinas y en el centro de la imagen, las ROI se sitúan a 2 cm de los márgenes laterales y posteriores de la imagen. La ROI global incluye la mayor parte del área y evita los bordes laterales y posteriores de la imagen (2cm). (Ver figura 3.4.b)
4. Se Determinó la RSR para cada región.



Figura 3.4. a) posiciones de las ROI para la prueba de homogeneidad en equipos CR, b) posiciones de las ROI para la prueba de homogeneidad en equipos DR.

3.2.4.2 Artefactos

Objetivo: Identificar la presencia de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico o simular la presencia de los mismos.

Criterio de aceptación: Imagen sin presencia de artefactos.

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, lupa de al menos 2X, software de tratamiento de imágenes. En CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

1. Se Adquirió una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas.
2. Se Visualizó la imagen cruda en los monitores de interpretación (seleccionando un ancho de ventana de aproximadamente el 10% del VMP y un alto de ventana apropiado para la búsqueda/visualización de artefactos).
3. Se Buscaron artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico, tales como los producidos por suciedad, arañazos, huellas digitales, imágenes remanentes, etc.
4. Se Anotó en la hoja de registro el tipo de monitor, y su resolución, usado en la evaluación de esta prueba.

3.2.5 Resolución espacial

Objetivo: Verificar que el factor limitante de la resolución espacial es el tamaño de pixel del receptor de imagen y que ésta no se ve afectada por otros factores.

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del pixel del detector (o la distancia de muestreo) y siempre superior al 80% de ésta.

Material y equipo: Maniquí estándar, patrón de barras paralelas (5-20 pl/mm), lupa de al menos 2X, monitores de interpretación de alta resolución. Para CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

1. Se colocó el maniquí estándar sobre el soporte de la mama
2. Se colocó el patrón de barras sobre el maniquí, centrado lateralmente, con su borde a 1 cm del borde del tórax y en un ángulo de 45° con respecto al eje ánodo/cátodo (figura 3.5). Esto para evitar interferencias con las columnas y reglones de pixeles en la imagen o las líneas de barrido de los monitores de interpretación. La zona con la mayor frecuencia de líneas debe ser posicionado hacia el borde del tórax.
3. Se Adquirió una imagen en condiciones clínicas, registrando la técnica radiográfica.
4. Se Determinó la máxima resolución espacial (dada en pares de líneas por milímetro) visible en la imagen, usando los monitores de interpretación o el formato impreso.
5. Se determinó resolución espacial asociada al receptor de imagen de acuerdo con:
$$pl/mm=1/2(\text{espacio entre pixeles})$$

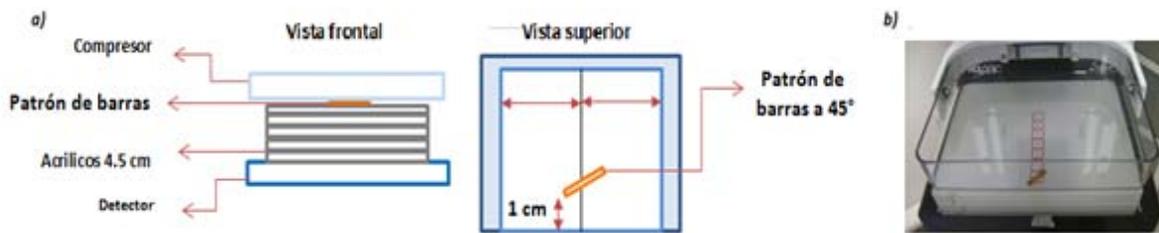


Figura 3.5. a) Esquema del montaje del equipo para la prueba de resolución espacial en un equipo digital, b) El patrón de barras se coloca sobre 4.5 cm de acrílico y la paleta de compresión se encuentra a contacto.

3.2.6 Calidad de imagen (ACR)

Objetivo: Evaluar la calidad de imagen mediante la visualización de fibras, grupos de microcalcificaciones y masas, así como contraste y densidad óptica al centro de la imagen del maniquí acreditado por el ACR, para equipos analógicos (película/pantalla).

Criterios de aceptación: El número de objetos que como mínimo se deben observar en la imagen del maniquí acreditado por el ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas. El contraste debido al disco de acrílico debe ser al menos de 0.40 y la densidad óptica (DO) al centro de la imagen del maniquí debe ser mayor o igual a 1.40 ± 0.20 .

Material y equipo: Maniquí de calidad de imagen para mamografía acreditado por el ACR, disco de acrílico de 4 mm de grosor y 1 cm de diámetro.

Procedimiento:

1. Se Colocó el maniquí acreditado por el ACR sobre el soporte de la mama.
2. Se adquirió una imagen del maniquí acreditado por el ACR en condiciones clínicas.
3. Se registraron los valores de la técnica radiográfica reportada por el CAE.
4. Se evaluó la imagen siguiendo el método de evaluación indicado por el fabricante.

Observaciones: El maniquí acreditado por el ACR, de acuerdo con este organismo, representa una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular y 50% adiposa. En su interior contiene objetos que representan ductos de diferente grosor (simulados por fibras de nylon), grupos de microcalcificaciones de diferente diámetro (simuladas por motas de Al), y masas tumorales simuladas por masas plásticas de diferente diámetro y grosor.

3.2.7 Calidad de imagen (CDMAM)

Objetivo: Para mastógrafos tipo DR y CR, calcular los valores del espesor umbral (espesor mínimo detectable) para discos de oro con diámetros comprendidos entre 2.0 y 0.1 mm y verificar que estos valores son menores que los valores propuestos como aceptables para cada diámetro.

Criterio de aceptación: De acuerdo con la tabla 3.9:

Diámetro del disco de oro (mm)	Espesor umbral (μm)
2.00	0.069
1.00	0.091
0.50	0.150
0.25	0.352
0.10	1.680

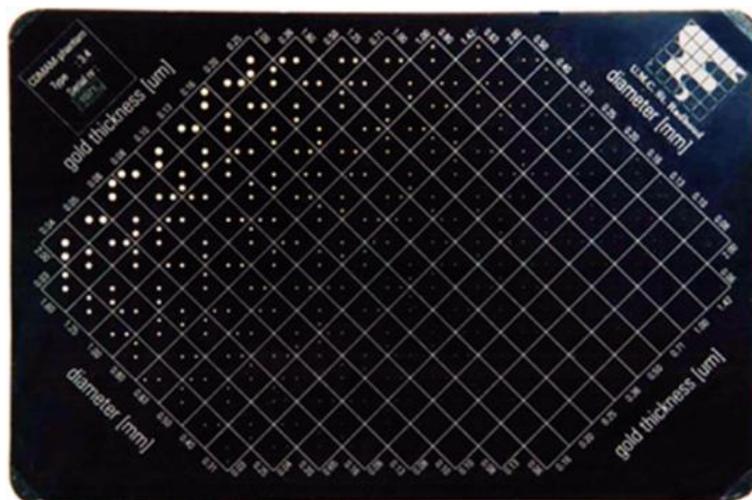
Material y equipo: Maniquí contraste-detalle (CDMAM); imágenes crudas o procesadas, programa de evaluación; placas de PMMA.

Observaciones: El maniquí CDMAM contiene en su interior un conjunto de discos de oro con distintos espesores ($0.03 \mu\text{m} - 2 \mu\text{m}$) y diámetros ($0.06 \text{ mm} - 2 \text{ mm}$) (Figura 3.6). La calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste (mínimo espesor visualizado) correspondiente a cada diámetro. El espesor total del maniquí en la configuración recomendada por el fabricante (placa con objetos de prueba más cuatro

placas de PMMA de 1 cm de espesor) es aproximadamente 4.5 cm y, de acuerdo con el fabricante, equivale en cuanto a atenuación a 5 cm de espesor de PMMA. Esto, según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico equivale a una mama de 6 cm de espesor con 20% de glandularidad. Se necesitan al menos 8 imágenes del maniquí CDMAM para su evaluación, siendo recomendable la adquisición de dieciséis imágenes en condiciones clínicas, anotando en cada caso la técnica radiográfica.

Procedimiento:

1. Se colocaron dos placas de PMMA de un centímetro de espesor, sobre el soporte de la mama y alinéelos con el borde del tórax (centradas lateralmente en caso de que no sean más grandes que el detector).
2. Se Colocó el CDMAM sobre los 2 cm de PMMA con los discos de diámetro más pequeño cercanos al lado del tórax (figura 3.6).
3. Se cubrió el conjunto con 2 cm adicionales de PMMA.
4. Se Hizo una exposición en condiciones clínicas.
5. Se colocaron en los bordes laterales espaciadores de 1.5 cm de grosor
6. Se Hicieron 7 exposiciones adicionales.
7. Entre exposición y exposición se desplazó ligeramente el maniquí.
8. las imágenes se evaluaron automáticamente usando el software CDMAM Analyser (versión1.2). El software utiliza imágenes crudas o procesadas (formato DICOM).



Lado del tórax

Figura 3.6. Maniquí de contraste-detalle.

3.2.8 Valor del rendimiento en condiciones clínicas

Objetivo: Obtener los valores del rendimiento (mGy/mAs) del tubo de rayos X para las calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación por el espesor y composición de la mama.

Criterio de aceptación: No existe un criterio, esta medida sirve de referencia para el equipo.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado.

Procedimiento: Recuerde antes de iniciar a registrar las lecturas con la cámara que ésta debe trabajar de manera estable.

1. Colocar la cámara de ionización en el punto de referencia, a una altura de 4.5 cm por encima del soporte de la mama, con el compresor a contacto, por encima. Abra completamente el colimador (figura 3.7).
2. Medir y anotar la distancia foco-cámara (al centro efectivo de ésta).
3. Seleccionar en modo manual la combinación ánodo/filtro y la tensión (kV) para un espesor de 3 cm de PMMA obtenida anteriormente (Ver prueba 3.2.3.2). Seleccionar tres valores de mAs entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica.
4. Seleccionar el primer valor de mAs y realizar 3 exposiciones. **En el caso de los DR se debe proteger al detector.**
5. Registrar las lecturas en la hoja de datos.
6. Repetir el procedimiento anterior para los 2 valores de mAs restantes.
7. Repetir todo el proceso para los espesores de 4.5 cm, 5 cm y 6 cm.
8. corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura, y todos aquellos a que haya lugar.



Figura 3.7. Colocación de la cámara de ionización para la medida de rendimiento. En el caso de los DR debe proteger al detector con una placa de plomo.

Observaciones: Estas determinaciones (de referencia) son necesarias ya que en este protocolo la metodología de estimación de los valores de dosis glandular promedio (maniquí y pacientes) se basa en la medida de los rendimientos.

3.2.9 Capa hemirreductora (CHR)

Objetivo: Verificar que la capa hemirreductora del haz de rayos X sea adecuada y esté en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales.

Criterio de aceptación: $kV/100 + 0.03 \leq CHR \text{ (mm Al)} \leq kV/100 + C1$

(C1 = 0.12 para Mo/Mo; 0.19 para Mo/Rh; 0.22 para Rh/Rh; 0.30 para W/Rh; 0.32 para W/Ag; 0.25 para W/Al).

Material y equipo: Al menos 6 láminas de aluminio tipo 1145 (99.9 % de pureza) con espesor de 0.1 mm, cámara de ionización para mamografía.

1. Se colocó el compresor tan cerca como sea posible del tubo de rayos X, Abriendo todo el campo.
2. Se colocó la cámara de ionización en el punto de referencia, a una altura de 4.5 cm por encima del soporte de la mama y se protegió al detector con una placa de plomo (figura 3.8).
3. Se Midió la distancia foco-cámara (al centro efectivo de ésta).
4. Utilizando el modo manual del equipo se seleccionó la combinación blanco/filtro y el valor de tensión empleados en condiciones clínicas para una mama de 4.5 cm de grosor, y un valor de mAs suficiente para obtener una exposición de

aproximadamente 1 R, o una intensidad del haz suficiente para que la cámara obtenga una lectura adecuada.

5. Se Registró la técnica radiográfica.
6. Se realizaron tres exposiciones, sin ninguna lámina de aluminio entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización y se registró el valor de cada exposición (I_0).
7. Se Añadieron 0.2 mm de Al entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, colocando el aluminio sobre la placa de compresión.
8. Se Realizaron tres exposiciones y se registró el valor de cada exposición (I_2).
9. Sucesivamente se colocó, una por una, láminas adicionales de aluminio de 0.1 mm entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización (I_i). Se Registró la lectura de la cámara en cada ocasión hasta que se obtuvo la mitad de la exposición obtenida en la lectura inicial (sin aluminio).
10. Se retiraron todas las láminas de aluminio del compresor y se hicieron tres exposiciones finales (I_0), para verificar que el promedio de estas tres lecturas no difiera en más del 2% del promedio de las lecturas iniciales.
11. Se Hizo una gráfica de $\ln I_i$ vs espesor de Al y se ajustó una recta a los valores obtenidos para conocer el valor de la capa hemirreductora.
12. Se Repetieron los puntos 5 a 11, con objeto de obtener los valores de las capas hemirreductoras para las combinaciones blanco/filtro y kV empleados en condiciones clínicas para espesores de mama de 3 cm, 5 cm y 6 cm.



Figura 3.8. Geometría para obtener el valor de la capa hemirreductora, misma que debe permanecer inamovible durante toda la prueba. Observe las placas de Al-1145 sobre el compresor. En el caso de los DR debe proteger al detector con una placa de plomo.

3.2.10 Dosis Glandular Promedio (DGP)

Objetivo: Determinar el valor de la dosis glandular promedio impartida en una proyección para distintos espesores de PMMA y verificar que se encuentra por debajo del valor orientativo recomendado. Este protocolo, para simplificar, propone sólo medir espesores de 3, 4.5, 5 y 6 cm. (Tabla 3.6)

Criterio de aceptación:

Tabla 3.6. Límites de la DGP para cada espesor de PMMA. Adaptado de [PECCR].

Espesor de PMMA (cm)	DGP aceptable (mGy)
3.0	1.5
4.5	2.5
5.0	3.0
6.0	4.5

Material y equipo: No se requiere debido a que las medidas necesarias se adquirieron previamente (Secciones 3.2.8 y 3.2.9).

Procedimiento: Para el cálculo de la DGP con maniquí se usaron las técnicas radiográficas utilizadas durante la prueba de rendimiento en condiciones clínicas. El valor del kerma en aire en la superficie de entrada de la mama (ESAK) se estimó a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como:

$$\text{ESAK} = Y(d)P_{it} \left(\frac{d}{d_{DFS}} \right)^2 \quad (3.5)$$

Siendo:

$Y(d)$: el rendimiento del tubo, expresado en mGy/mAs, medido a la distancia d del foco y en el punto de referencia para las calidades de los haces automáticamente seleccionadas por el CAE en la obtención de las imágenes de los distintos espesores de PMMA.

P_{it} : la carga del tubo expresada en mAs. Su valor es el que aparece indicado tras realizar las exposiciones necesarias para obtener las imágenes de los distintos espesores de PMMA.

d : La distancia del centro de la cámara de ionización al foco del tubo.

d_{DFS} : La distancia entre la superficie de entrada del maniquí y la mancha focal del tubo.

El valor de la DGP se obtuvo a partir del ESAK utilizando los coeficientes de conversión obtenidos por Dance, de forma que:

$$DGP = ESAK g c s \quad (3.5)$$

Donde g, c, s, son coeficientes cuyo valor depende del espesor de mama y de la calidad del haz (en el caso de c), del espesor de mama, de la glandularidad mamaria y de la calidad del haz (en el caso de g) y de la combinación ánodo/filtro en el tubo de rayos X (en el caso de s).

3.2.11 Función de respuesta y evaluación del exponente del ruido

3.2.11.1 Función de respuesta

Objetivo: Determinar la relación entre el valor medio del pixel (VMP) y el kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD).

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de correlación (R^2) debe ser mayor que 0.99. Revise como es la respuesta de su receptor de imagen, y en su caso, la forma de linealización correspondiente.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado, lámina de Al tipo 1100 (99.00 % de pureza) de 2 mm de espesor o 4.5 cm de PMMA, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro. En CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

Determinación del KAD:

1. Se Retiró la rejilla antidispersora y el compresor.
2. Se Colocó a la salida del haz de rayos X una lámina de aluminio 1100 de 2 mm de espesor (figura 3.9 a).

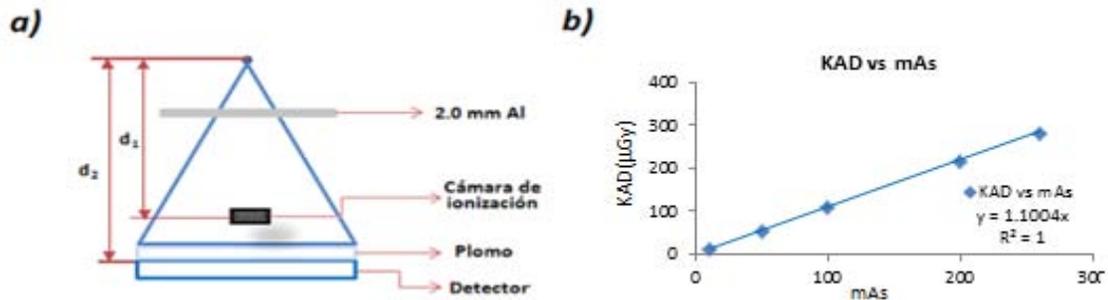


Figura 3.9. a) Geometría para medir el KAD, para el caso de los mastógrafos tipo DR, es importante proteger el receptor de imagen con plomo. b) Determinación de la relación KAD vs mAs.

3. Se Colocó la cámara de ionización en el punto de referencia y 4.5 cm por encima del soporte de la mama.
4. Se Protegió adecuadamente al receptor de imagen.
5. Se realizaron 3 exposiciones con el haz de referencia.
6. Se Obtuvo el KAD usando las lecturas corregidas (L_c) por todos los factores involucrados, corrigiendo además por la distancia foco-receptor de imagen, de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\text{KAD} = L_c(d_1) \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 \quad (3.6)$$

Donde KAD es el kerma en aire a la entrada del receptor de imagen determinado a partir de las lecturas de la cámara de ionización, d_1 es la distancia foco-centro efectivo de la cámara de ionización y d_2 es la distancia foco-receptor de imagen.

7. Se Realizaron medidas de exposición para, al menos, cinco diferentes valores de mAs, que cubrieron aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente (de 10 – 400 mAs).
8. Se Graficaron los valores de KAD en función del mAs y correspondiente, y se realizó un ajuste de regresión lineal (figura 3.9 b).

Obtención de los VMP:

9. Se Retiró la cámara de ionización.
10. Se Selecciono una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo y una tensión en el tubo de rayos X de 28 kV (técnica radiográfica de referencia).
11. Se Obtuvieron cinco imágenes, seleccionando cinco diferentes valores de mAs, que cubrieron aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente (de 10 – 400 mAs).
12. Con base en la relación que se obtuvo $KAD-mAs$, se obtuvo el valor del KAD para cada una de las imágenes.

13. En cada imagen pre-procesada, se midió el valor medio del pixel (VMP) en un ROI de 4 cm² cuyo centro estuvo situado a 6 cm de la pared del tórax sobre la línea media de la imagen.
14. Se graficaron los valores de VMP en función del KAD (figura 3.10 b), para el caso de equipos DR la relación suele ser lineal, en el caso de equipos CR es del tipo:

$$VMP = a \ln(KAD) + b \quad (3.7)$$

15. En el caso de CR o de receptores DR con respuesta logarítmica, el VMP y la DTP se linealizó de acuerdo con:

$$VMP' = \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right) \quad (3.8)$$

$$DTP' = \frac{DTP}{a} \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right) \quad (3.9)$$

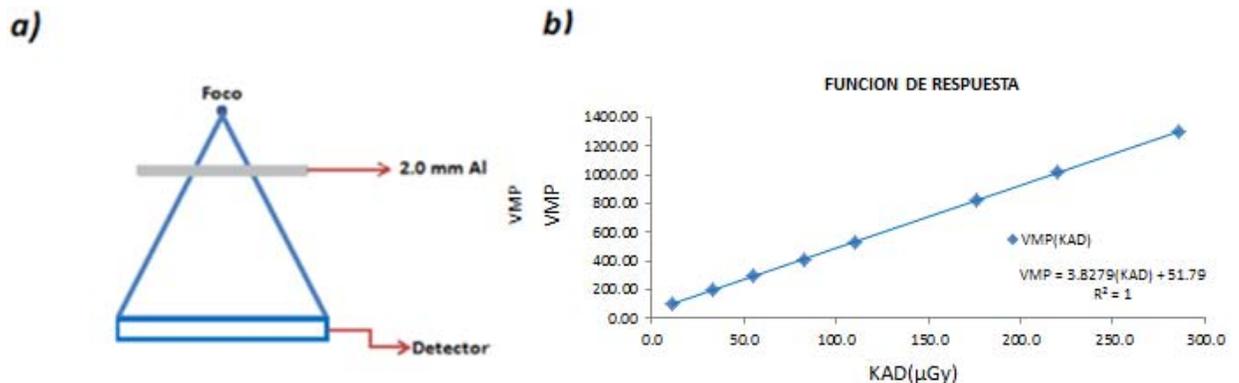


Figura 3.10. a) Esquema para la adquisición de las imágenes para la determinación de la función de respuesta, b) determinación de la función de respuesta.

3.2.11.2 Exponente del ruido

Objetivo: Verificar que el ruido en el receptor de imagen se deba principalmente al ruido cuántico y no a otras fuentes de ruido. Esta prueba usa la información de la función de respuesta.

Criterio de aceptación: Coeficiente $b \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a(KAD)^b$. Tolerancia de ± 0.05 .

Material y equipo: Se usaron los resultados de la función de respuesta.

Procedimiento: Se graficó la DTP (o DTP') en función del KAD y se realizó un ajuste del tipo:

$$DTP = a KAD^b \quad (3.10)$$

Observaciones: La contribución más importante al ruido en un detector de rayos X ha de ser la asociada al número finito de fotones de rayos X que alcanza el sistema (ruido cuántico). En el caso de los sistemas de radiografía computada CR el sistema no es lineal con respecto a la dosis y es preciso utilizar los valores de la DTP linealizados ya que son los directamente asociados a las fluctuaciones de los fotones de rayos X incidentes.

Capítulo IV. Resultados

Durante todo este apartado se usará la siguiente simbología:

NA	ND	S	NS
----	----	---	----

NA: No aplica, ND: Datos no disponibles, S: Satisfactorio, NS: No Satisfactorio

4.1 Evaluación mecánica y visual

Criterio de aceptación: Los elementos evaluados mecánica y visualmente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Pruebas	Equipo Evaluado				
	1	2	3	4	5
Estabilidad mecánica de la unidad	S	S	S	S	S
Indicadores de inclinación	S	S	S	S	S
Dispositivos de bloqueo	S	S	S	S	S
Campo luminoso	S	S	S	S	S
Estado de los compresores	S	S	S	S	S
Soporte libre de vibraciones	S	S	S	S	S
Desactivación de auto descompresión	S	S	S	S	S
Descompresión manual	S	S	S	S	S
Seguridad del operador y del paciente	S	S	S	S	S
Mampara plomada	S	S	S	S	S
Interruptores e indicadores	S	S	S	S	S
Monitor de visualización	S	S	S	S	S
Tabla de técnicas	ND	ND	ND	ND	ND
Identificación de la imagen	S	S	S	S	S
Estado de la prueba	S	S	S	S	S

4.2 Fuerza de compresión

Criterios de aceptación:

Fuerza de compresión: la compresión motorizada debe encontrarse en el intervalo de 11.3 a 20.4 kg, mientras que la manual debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 30.6 kg.

Exactitud: la compresión nominal y medida, deben coincidir en ± 2 kg.

Estabilidad: después de un minuto, el valor de la fuerza debe mantenerse en el valor inicial aplicado.

Tabla 4.2 Resultados de la prueba de la fuerza de compresión						
Equipo	Modo de compresión	Compresión nominal (kg)	Fuerza de compresión medida (kg) ± 0.5 kg	Exactitud (kg) ± 0.5 kg	Estabilidad (kg) ± 0.5 kg	Estado de la prueba
1	Motorizado inicial	19.0	17.0	2.0	0	S
	Motorizado final	19.0	17.0	2.0		
	Manual inicial	25.0	23.0	2.0	0	
	Manual final	25.0	23.0	2.0		
2	Motorizado inicial	18.0	14.0	4.0	0	NS
	Motorizado final	18.0	14.0	4.0		
	Manual inicial	32.0	29.0	3.0	0	
	Manual final	32.0	29.0	3.0		
3	Motorizado inicial	20.0	16.0	4.0	0	NS
	Motorizado final	20.0	16.0	4.0		
	Manual inicial	21.0	18.0	3.0	0	
	Manual final	21.0	18.0	3.0		
4	Motorizado inicial	20.0	16.0	4.0	0	NS
	Motorizado final	20.0	16.0	4.0		
	Manual inicial	24.0	21.0	3.0	0	
	Manual final	24.0	21.0	3.0		
5	Motorizado inicial	18.0	14.0	4.0	1	NS
	Motorizado final	15.0	13.0	2.0		
	Manual inicial	18.0	15.0	3.0	1	
	Manual final	17.0	14.0	3.0		

4.3 Control Automático de Exposición (CAE)

4.3.1 Repetibilidad del CAE.

Criterio de aceptación:

RSR: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5$ %

mAs: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5$ %.

Tabla 4.3. Resultados de la repetibilidad del CAE.								
Equipo	No de imagen	Ánodo/ filtro	kVp	mAs	VMP	DTP	RSR	Estado de la prueba
1	1	W/Rh	29	113.0	348.98	7.74	45.09	S
	2	W/Rh	29	116.0	353.99	7.83	45.21	
	3	W/Rh	29	117.0	357.06	7.86	45.43	
	4	W/Rh	29	117.0	356.19	7.84	45.43	
	5	W/Rh	29	118.0	360.21	7.83	46.00	
	Promedio			116.2			45.43	
	Máxima desviación (%)				2.8 %			
2	1	Mo/Mo	27	67.0	358.89	7.89	45.49	S
	2	Mo/Mo	27	67.0	355.66	8.00	44.46	
	3	Mo/Mo	27	68.0	357.29	8.06	44.33	
	4	Mo/Mo	27	67.0	359.08	8.04	44.66	
	5	Mo/Mo	27	68.0	359.02	8.06	44.54	
	Promedio			67.4			44.70	
	Máxima desviación (%)				0.6 %			
3*	1	W/Rh	29	86.0	132.21	2.32	56.99	S
	2	W/Rh	29	86.0	132.18	2.34	56.49	
	3	W/Rh	29	86.0	132.12	2.35	56.22	
	4	W/Rh	29	86.0	132.22	2.33	56.75	
	5	W/Rh	29	86.0	132.16	2.34	56.48	
	Promedio			86.0			56.58	
	Máxima desviación (%)				0.00 %			
4*	1	W/Rh	29	111.0	133.49	2.80	47.68	S
	2	W/Rh	29	110.0	127.60	2.78	45.90	
	3	W/Rh	29	110.0	126.68	2.64	47.98	
	4	W/Rh	29	110.0	128.17	2.80	45.78	
	5	W/Rh	29	111.0	132.97	2.84	46.82	
	Promedio			110.4			46.83	
	Máxima desviación (%)				0.5 %			
5	1	W/Ag	29	69.0	556.33	7.76	71.69	S
	2	W/Ag	29	70.0	564.74	7.75	72.87	
	3	W/Ag	29	70.0	565.18	7.69	73.50	
	4	W/Ag	29	70.0	565.69	7.69	73.56	
	5	W/Ag	29	69.0	557.27	7.63	73.04	
	Promedio			69.8			72.93	
	Máxima desviación (%)				0.6 %			

*Estos equipos presentan una respuesta logarítmica. Los valores presentados son los VMP y las DTP linealizados de acuerdo a los resultados de la prueba 3.2.11.1.

Relación contraste-ruido (RCR).

Relación señal-ruido (RSR).

Valor medio del pixel (VMP).

(Véanse las notas aclaratorias al principio del capítulo 3, página 38)

4.3.2 Compensación con el espesor y composición de la mama

Criterio de aceptación: Para cada espesor, los valores de la relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores de tolerancia de las RCR (los cálculos para obtener los valores de tolerancia de las RCR se detallan en el Anexo 2).

Tabla 4.4. Resultados de la prueba de la Compensación con el espesor y composición de la mama							
Equipo	Espesor PMMA (mm)	Blanco/Filtro	kVp	mAs	RCR	RCR límite	tolerancia de las RCR
1	30	W/Rh	26	75	7.68	5.02	S
	45	W/Rh	29	119	6.79	4.70	
	50	W/Rh	31	146	6.84	4.56	
	60	W/Ag	31	150	6.32	4.33	
2	30	Mo/Mo	25	69	9.78	3.84	S
	45	Mo/Mo	29	75	6.36	3.60	
	50	Mo/Mo	31	66	4.88	3.49	
	60	Mo/Rh	32	93	4.34	3.32	
3*	30	W/Rh	27	63	7.87	2.38	S
	45	W/Rh	29	99	4.92	2.23	
	50	W/Rh	30	109	3.59	2.16	
	60	W/Rh	31	158	2.74	2.05	
4*	30	W/Rh	27	59	8.06	4.00	S
	45	W/Rh	29	87	6.50	3.75	
	50	W/Rh	30	98	6.03	3.64	
	60	W/Rh	31	146	5.39	3.46	
5	30	W/Ag	25	64	10.06	6.53	S
	45	W/Ag	29	69	8.37	6.12	
	50	W/Ag	30	79	7.96	5.94	
	60	W/Ag	31	120	7.59	5.64	

*Estos equipos presentan una respuesta logarítmica. Sus correspondientes RCR se calcularon a partir de los VMP y las DTP linealizados de acuerdo a los resultados de la prueba 3.2.11.1.

4.4 Homogeneidad y artefactos en la imagen

Criterio de aceptación: Desviación máxima del VMP en las ROI individuales con respecto del VMP en la ROI global $< \pm 15\%$. Desviación máxima de la RSR de cada ROI individual con respecto del valor medio de las RSR en las cinco ROI $< \pm 20\%$. Las Imágenes no deben tener presencia de artefactos.

Tabla 4.5. Resultados de la pruebas de la Homogeneidad y artefactos de la imagen								
Equipo	ROI	VMP	DTP	VMP %	RSR	RSR %	Artefactos	Estado de la prueba
1	ROI 1	296.64	7.33	99.7	40.47	88.4	No	S
	ROI 2	297.47	5.80	100.0	51.29	112.1		
	ROI 3	297.66	6.18	100.0	48.17	105.2		
	ROI 4	296.97	7.84	99.8	37.88	82.8		
	ROI 5	297.64	5.83	100.0	51.05	111.5		
	ROI global	297.60	6.65					
	Promedio				45.77			
2	ROI 1	399.77	11.49	99.8	34.79	84.0	No	S
	ROI 2	402.45	8.92	100.4	45.12	108.9		
	ROI 3	400.47	8.74	99.9	45.82	110.6		
	ROI 4	397.48	11.08	99.2	35.87	86.6		
	ROI 5	401.34	8.81	100.2	45.56	110.0		
	ROI global	400.72	9.36					
	Promedio				41.43			
3	ROI 1	2273.46	12.02	98.5	189.14	79.7	No	NS
	ROI 2	2308.87	8.49	100.0	271.95	114.6		
	ROI 3	2317.94	8.43	100.4	274.96	115.9		
	ROI 4	2274.62	12.24	98.6	185.83	78.3		
	ROI 5	2303.91	8.71	99.8	264.51	111.5		
	ROI global	2307.99	16.28					
	Promedio				237.28			
4	ROI 1	2227.66	11.64	98.6	191.38	83.4	No	NS
	ROI 2	2266.26	8.65	100.3	262.00	114.2		
	ROI 3	2267.08	8.64	100.3	262.39	114.3		
	ROI 4	2208.92	12.60	97.8	175.31	76.4		
	ROI 5	2258.80	8.81	100.0	256.39	111.7		
	ROI global	2259.47	19.87					
	Promedio				229.49			
5	ROI 1	482.025	11.098	90.1	43.43	74.8	No	NS
	ROI 2	557.742	8.12	104.2	68.69	118.4		
	ROI 3	547.682	8.003	102.4	68.43	117.9		
	ROI 4	490.267	11.319	91.6	43.31	74.6		
	ROI 5	579.500	8.741	108.3	66.29	114.2		
	ROI global	535.088	28.131					
	Promedio				58.03			

4.5 Resolución espacial

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del pixel del detector (o la distancia de muestreo) y siempre superior al 80% de ésta.

Tabla 4.6. Resultados de la prueba de la resolución espacial

Equipo	Blanco/filtro	kVp	mAS	Ancho de ventana	Nivel de ventana	pl/mm	Tamaño de pixel (µm)	Tolerancia	Estado de la prueba
1	W/Rh	28	134	181	362	10	70	6	S
2	Mo/Mo	30	61	436	239	10	70	6	S
3	W/Rh	28	99	163	2256	9	50	8	S
4	W/Rh	29	110	270	2154	9	50	8	S
5	W/Ag	27	130	1483	8910	7	85	5	S

4.6 Calidad de imagen (maniquí del ACR)

Criterio de aceptación: El número de objetos que como mínimo se deben observar en la imagen del maniquí acreditado por el ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas. El contraste debido al disco de acrílico debe ser al menos de 0.40 o la densidad óptica (DO) al centro de la imagen del maniquí debe ser mayor o igual a 1.40 ± 0.20 .

Tabla 4.7. Resultados de la prueba con el maniquí ACR

Equipo	Blanco/filtro	kVp	mAS	Ancho de ventana	Nivel de ventana	nº Fibras	nº calcificaciones	nº masas	Artefactos	Estado de la prueba
1	W/Rh	28	62	208	201	5	4	5	No	S
2	Mo/Mo	29	62	434	288	5	4	5	No	S
3	W/Rh	29	93	231	1324	6	4	5	No	S
4	W/Rh	29	94	277	2218	5	4	5	No	S
5	W/AG	26	95	329	410	6	3	5	No	S

4.7 Calidad de imagen (maniquí del CDMAM)

Criterio de aceptación: De acuerdo con la tabla siguiente:

Diámetro del disco de oro (mm)	Espesor umbral aceptable (μm)	Espesor umbral deseable (μm)
1.00	< 0.091	< 0.091
0.50	< 0.150	< 0.150
0.25	< 0.352	< 0.352
0.10	< 1.680	< 1.680

Equipo	Blanco/Filtro	kVp	mAs	Diámetro del disco de oro (mm)				Estado de la prueba
				1	0.5	0.25	0.1	
				Umbral contraste estimado (μm)				
1	W/Rh	31	113	0.065±0.010	0.108±0.012	0.251±0.024	1.121±0.12	S
2	Mo/Mo	31	56	0.083±0.014	0.139±0.016	0.226±0.030	1.200±0.14	S
3	W/Rh	30	105	0.053±0.010	0.095±0.012	0.220±0.027	1.010±0.13	S
4	W/Rh	30	97	0.059±0.011	0.104±0.013	0.226±0.027	1.015±0.13	S
5	W/Ag	29	80	0.057±0.010	0.105±0.013	0.206±0.027	1.254±0.15	S

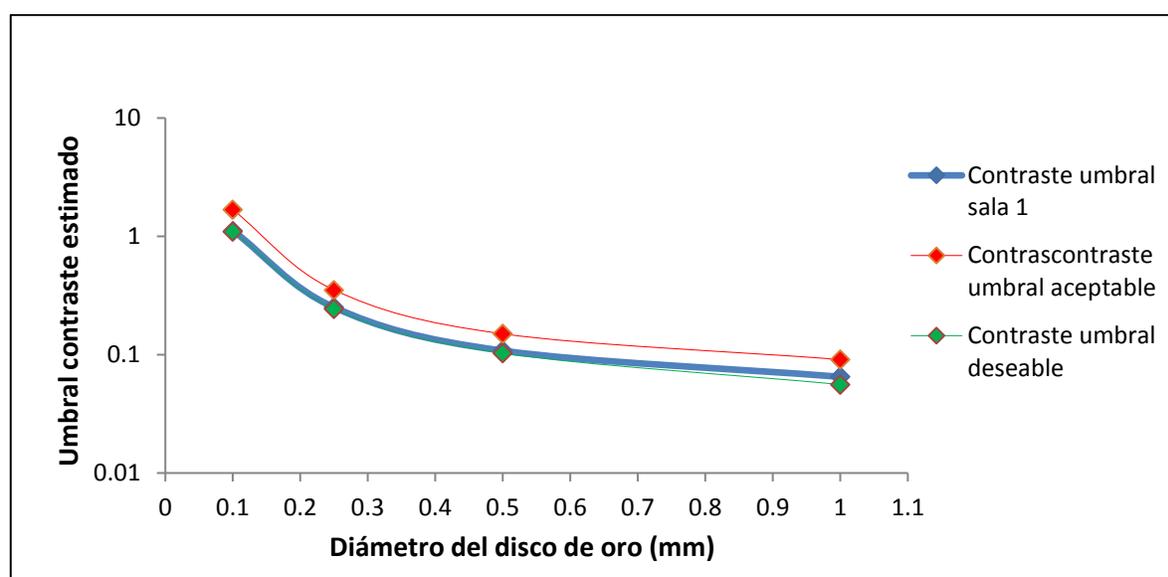


Figura 4.1. Gráficas de los contraste umbral del equipo 1.

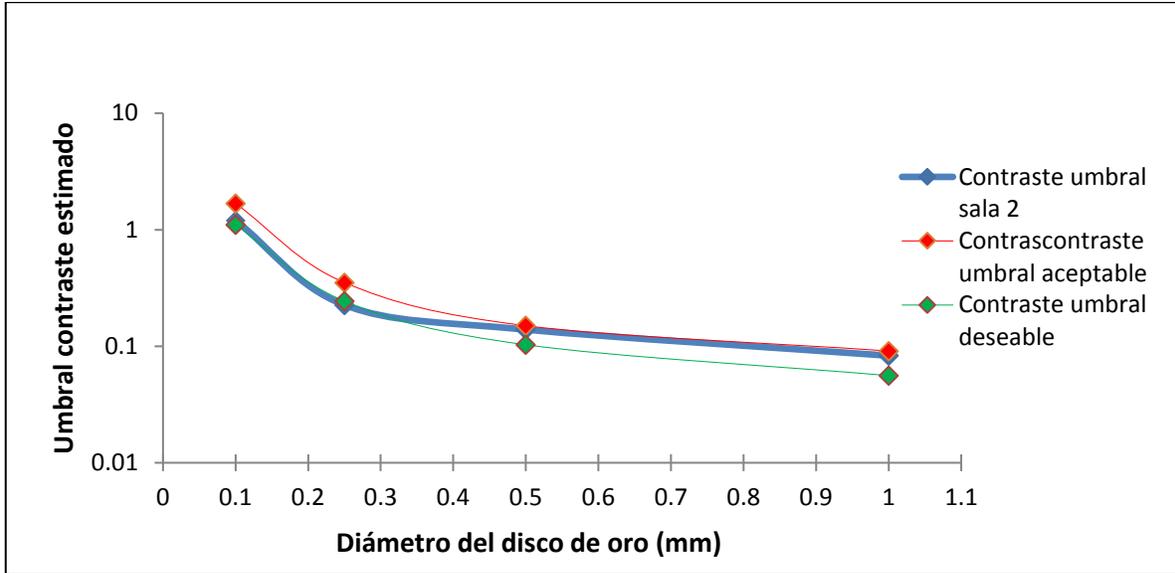


Figura 4.2. Graficas de los contraste umbral del equipo 2.

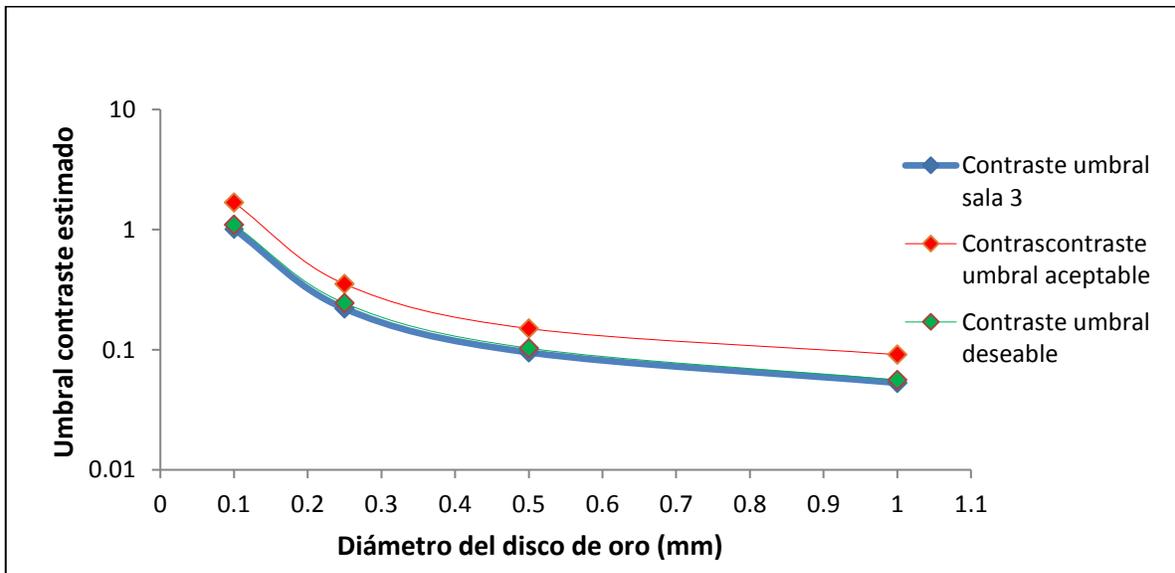


Figura 4.3. Graficas de los contraste umbral del equipo 3.

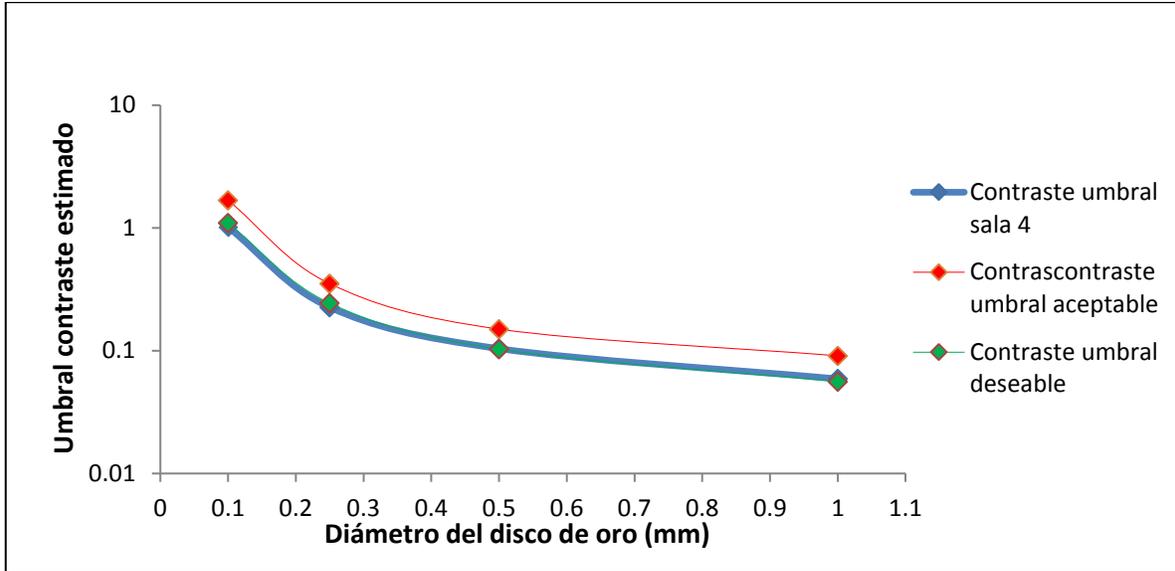


Figura 4.4. Graficas de los contraste umbral del equipo 4.

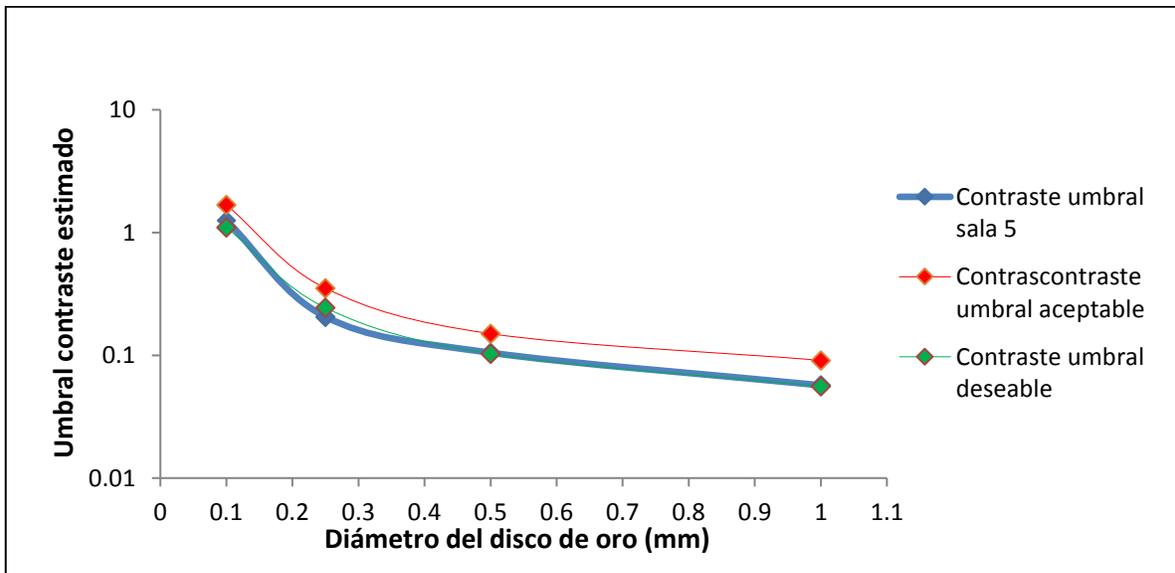


Figura 4.5. Graficas de los contraste umbral del equipo 5.

4.8 Valor del rendimiento en condiciones clínicas

Criterio de aceptación: No existe un criterio, esta medida sirve de referencia para el equipo.

Tabla 4.10. Resultados para la prueba de valor de rendimiento en condiciones clínicas.				
Equipo	PMMA (mm)	Blanco/filtro	kVp	Rendimiento (mGy/mAS) $\pm 10^{-5}$
1	30	W/Rh	26	0.025
	45	W/Rh	29	0.035
	50	W/Rh	31	0.041
	60	W/Ag	31	0.054
2	30	Mo/Mo	25	0.081
	45	Mo/Mo	29	0.134
	50	Mo/Mo	31	0.160
	60	Mo/Rh	32	0.122
3	30	W/Rh	27	0.039
	45	W/Rh	29	0.047
	50	W/Rh	30	0.051
	60	W/Rh	31	0.055
4	30	W/Rh	27	0.043
	45	W/Rh	29	0.052
	50	W/Rh	30	0.056
	60	W/Rh	31	0.060
5	30	W/Ag	25	0.043
	45	W/Ag	29	0.069
	50	W/Ag	30	0.075
	60	W/Ag	31	0.081

Estado de la prueba: Se determinaron los rendimientos para las calidades de haz usados por el CAE en la prueba 3.2.3.2.

4.9 Capa hemirreductora (CHR)

Criterio de aceptación: $kV/100 + 0.03 \leq CHR \text{ (mm Al)} \leq kV/100 + C1$

(C1 = 0.12 para Mo/Mo; 0.19 para Mo/Rh; 0.22 para Rh/Rh; 0.30 para W/Rh; 0.32 para W/Ag; 0.25 para W/Al).

Tabla 4.11. Resultados para la prueba de la CHR							
Equipo	PMMA (mm)	Blanco/filtro	kVp	CHR (mm de Al)	Límite mínimo	Límite máximo	Estado de la prueba
1	30	W/Rh	26	0.478±0.020	0.29	0.56	S
	45	W/Rh	29	0.498±0.025	0.32	0.59	
	50	W/Rh	31	0.520±0.021	0.34	0.61	
	60	W/Ag	31	0.534±0.025	0.34	0.63	
2	30	Mo/Mo	25	0.332±0.012	0.28	0.37	S
	45	Mo/Mo	29	0.374±0.015	0.32	0.41	
	50	Mo/Mo	31	0.389±0.018	0.34	0.43	
	60	Mo/Rh	32	0.470±0.019	0.35	0.51	
3	30	W/Rh	27	0.538±0.019	0.30	0.57	S
	45	W/Rh	29	0.559±0.021	0.32	0.59	
	50	W/Rh	30	0.568±0.022	0.33	0.60	
	60	W/Rh	31	0.575±0.024	0.34	0.61	
4	30	W/Rh	27	0.506±0.024	0.30	0.57	S
	45	W/Rh	29	0.529±0.020	0.32	0.59	
	50	W/Rh	30	0.537±0.020	0.33	0.60	
	60	W/Rh	31	0.549±0.024	0.34	0.61	
5	30	W/Ag	25	0.522±0.021	0.28	0.57	S
	45	W/Ag	29	0.595±0.029	0.32	0.61	
	50	W/Ag	30	0.607±0.028	0.33	0.62	
	60	W/Ag	31	0.618±0.025	0.34	0.63	

4.10 Dosis glandular promedio (DGP)

Criterio de aceptación:

Tabla 4.12. Límites de la DGP para cada espesor de PMMA. Adaptado de [PECCR].

Espesor de PMMA (cm)	DGP orientativa (mGy)
3.0	1.5
4.5	2.5
5.0	3.0
6.0	4.5

Tabla 4.13. Resultados para la prueba de la DGP

Equipo	PMMA (mm)	Blanco/filtro	kVp	mAS	DGP (mSv)	DGP orientativa (mGy)	Estado de la prueba
1	30	W/Rh	26	75	0.67±0.03	1.5	S
	45	W/Rh	29	119	1.19±0.05	2.5	
	50	W/Rh	31	146	1.67±0.03	3.0	
	60	W/Ag	31	150	2.05±0.05	4.5	
2	30	Mo/Mo	25	69	1.41±0.04	1.5	S
	45	Mo/Mo	29	75	2.12±0.05	2.5	
	50	Mo/Mo	31	66	2.19±0.06	3.0	
	60	Mo/Rh	32	93	2.48±0.09	4.5	
3	30	W/Rh	27	63	0.96±0.03	1.5	S
	45	W/Rh	29	99	1.50±0.04	2.5	
	50	W/Rh	30	109	1.70±0.07	3.0	
	60	W/Rh	31	158	2.44±0.08	4.5	
4	30	W/Rh	27	59	0.94±0.03	1.5	S
	45	W/Rh	29	87	1.37±0.05	2.5	
	50	W/Rh	30	98	1.59±0.06	3.0	
	60	W/Rh	31	146	2.34±0.09	4.5	
5	30	W/Ag	25	64	1.05±0.05	1.5	S
	45	W/Ag	29	69	1.63±0.10	2.5	
	50	W/Ag	30	79	1.96±0.11	3.0	
	60	W/Ag	31	120	2.96±0.16	4.5	

4.11 Función de respuesta y evaluación del exponente del ruido

4.11.1 Función de respuesta

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de correlación (R^2) debe ser mayor que 0.990. Revise como es la respuesta de su receptor de imagen, y en su caso, la forma de linealización correspondiente.

Tabla 4.14. Resultados para la prueba de la función de respuesta de los detectores				
Equipo	Parámetros de ajuste (VMP=m(KAD)+b)			Estado de la prueba
	m	b	R ²	
1	3.8279	51.7900	0.9999	S
2	4.4413	46.5450	0.9999	S
3*	0.9891	1.5297	0.9999	S
4*	0.9948	0.8313	0.9999	S
5	14.1780	5.5938	0.9999	S

*La respuesta de estos equipos es logarítmica y los VMP fueron linealizados de acuerdo a la sección 3.2.11.1 "Función de respuesta".

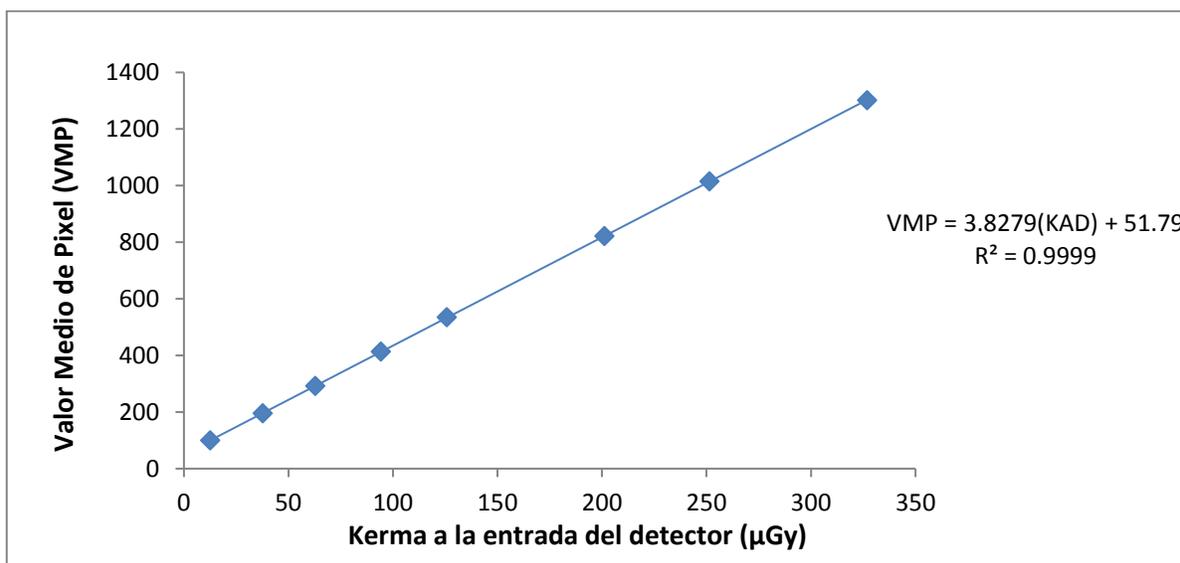


Figura 4.6. Función de respuesta del equipo 1.

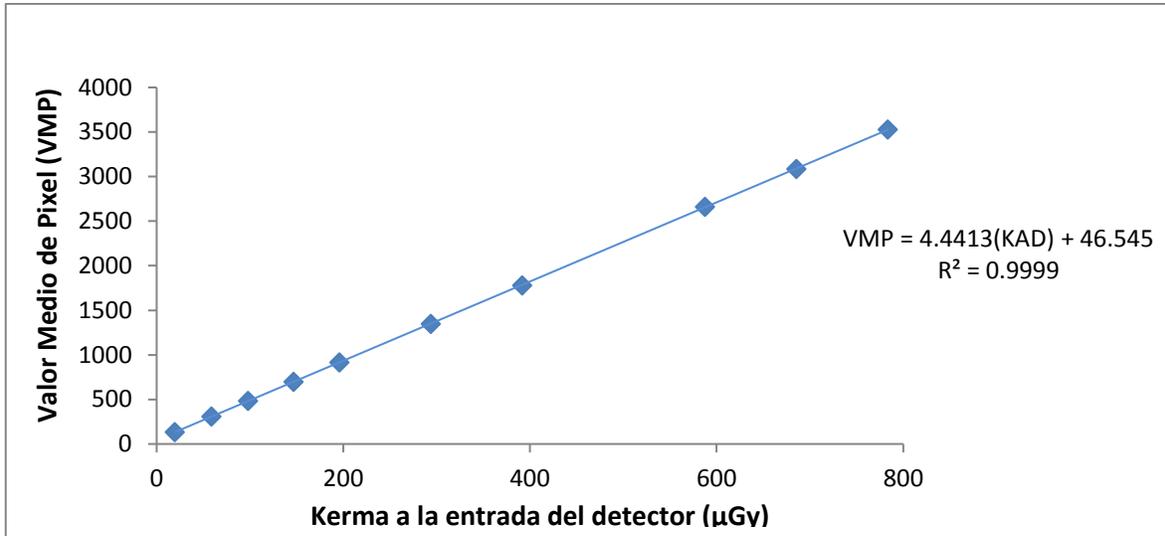


Figura 4.7. Función de respuesta del equipo 2.

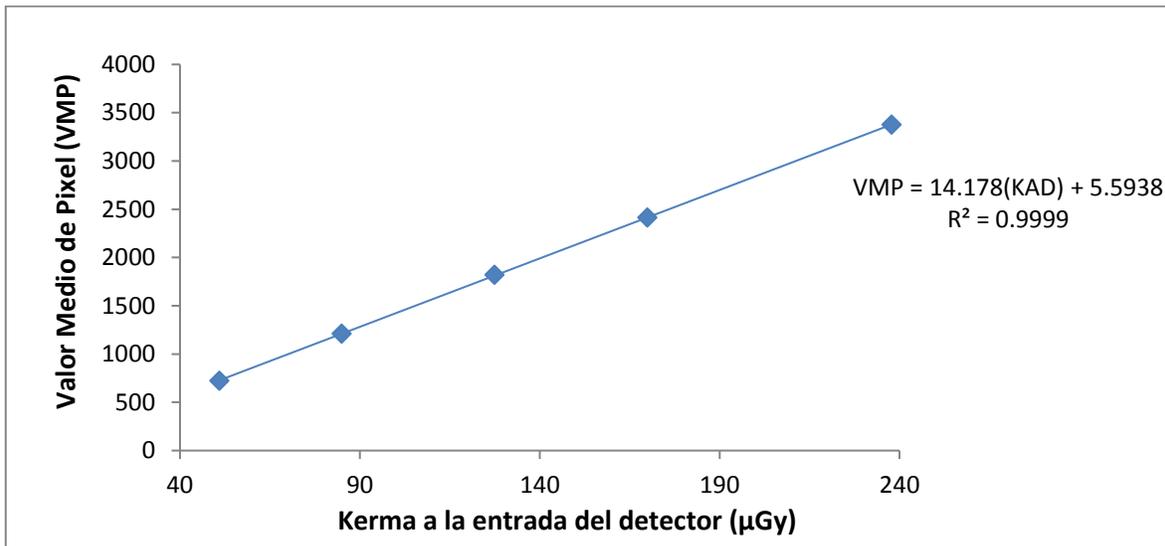


Figura 4.8. Función de respuesta del equipo 5.

Comentario: Para evaluar la respuesta de un detector es necesario obtener los VMP de imágenes sin procesar. La opción para tomar imágenes sin procesar es llamada “MAMOGRAFIA MAX4.0” en los equipos 3 y 4, pero además estos equipos cuentan con la opción “sensitivity” la cual ajusta la sensibilidad. En el equipo 4 el mencionado parámetro permanece constante para todas las imágenes tomadas en la prueba, cosa que no pasa en el equipo 3; Es necesario ajustar el parámetro mencionado para que permanezca constante, de lo contrario no es posible determinar la respuesta del detector (figura 4.6 y 4.8).

Figura 4.9. Función de respuesta del equipo 3, usando imágenes en modo “MAMOGRAFIA MAX 4.0” y el parámetro “sensitivity” variable. La grafica presente no representa la respuesta inherente del detector y es necesario hacer el parámetro “sensitivity” constante para poder evaluar dicha respuesta.

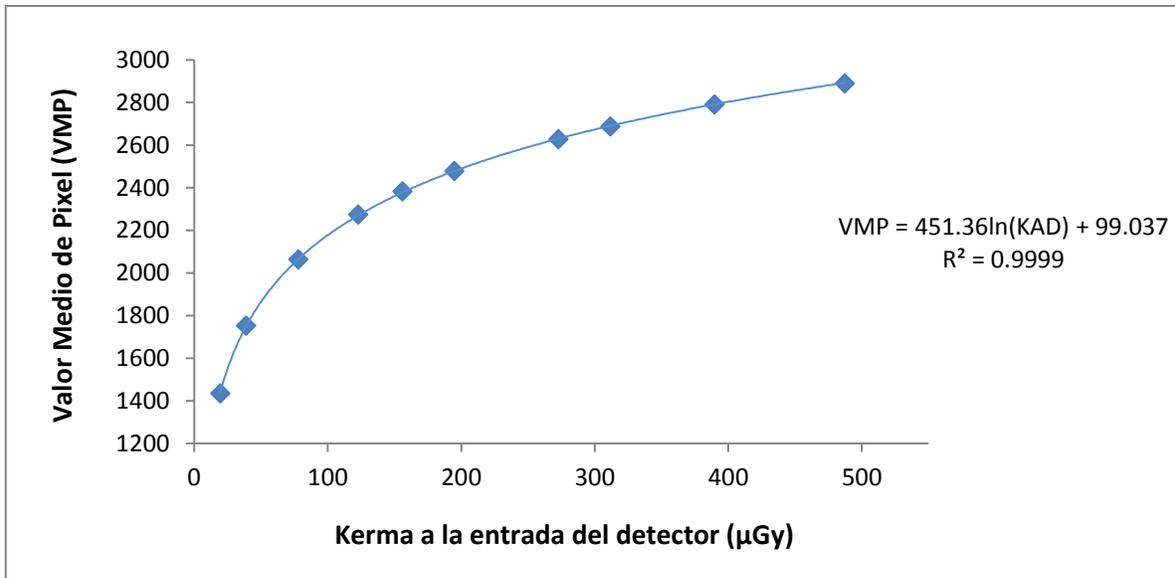


Figura 4.10. Función de respuesta del equipo 4. En este equipo el parámetro “sensitivity” permaneció constante durante toda la prueba, por lo que fue posible determinar la respuesta del detector.

Comentario: Se repitió la prueba en el equipo 3 una vez que fue ajustado para que no variara el parámetro “sensittivity”. Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente gráfica.

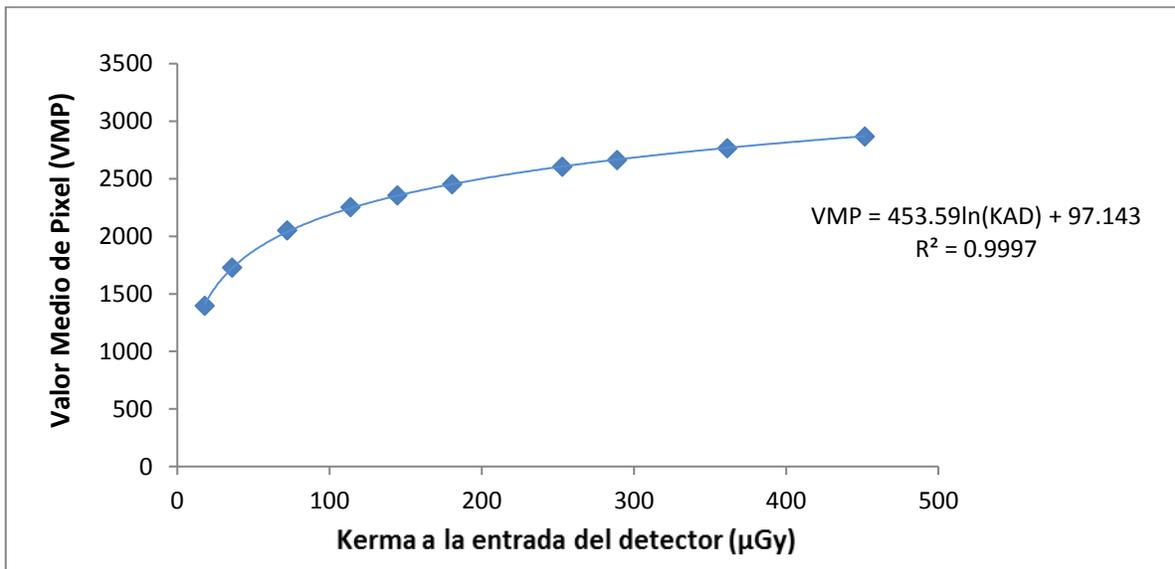


Figura 4.11. Función de respuesta del equipo 3 usando imágenes en modo “MAMOGRAFIA MAX 4.0” y el parámetro “sensitivity” constante.

Comentario: Los detectores de los equipos 3 y 4 presentan una respuesta logarítmica. El VMP y la DTP se linealizaron de acuerdo a las ecuaciones 3.8 y 3.9 de la sección 3.2.11.1 “Función de respuesta”.

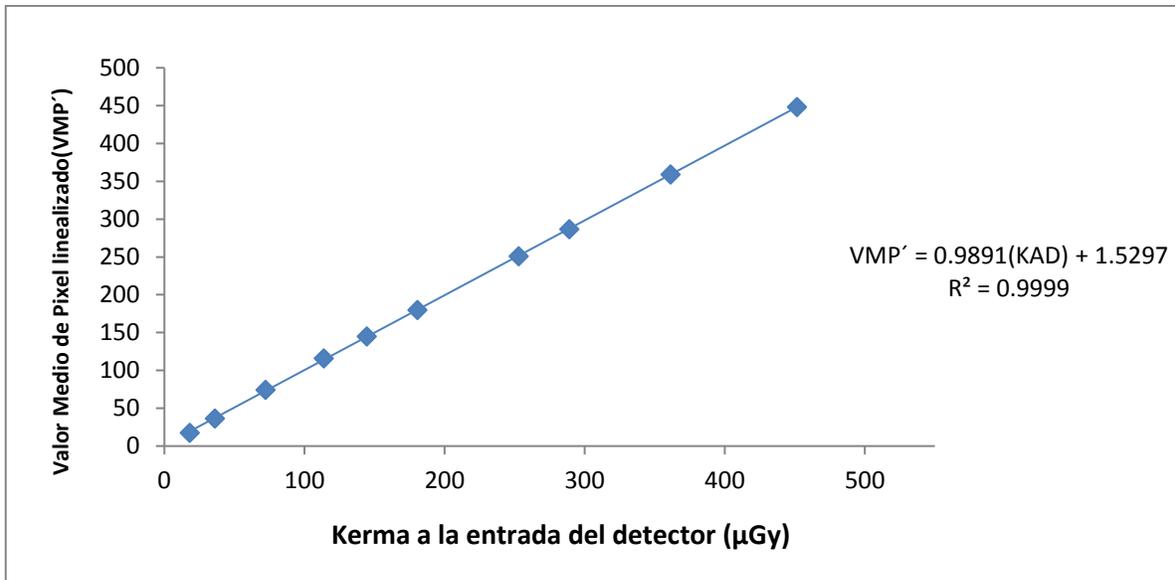


Figura 4.12. Función de respuesta linealizada del equipo 3.

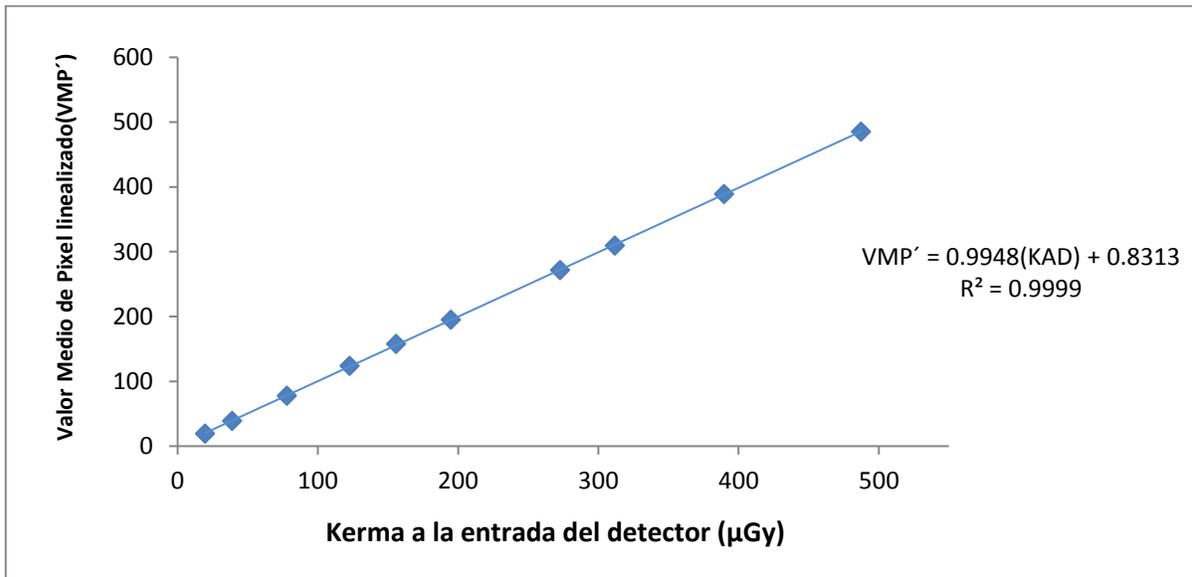


Figura 4.13. Función de respuesta linealizada del equipo 4.

4.11.2 Exponente del ruido

Criterio de aceptación: La DTP en función del KAD debe ser una función potencial, $DTP = a(KAD)^b$. Donde el Coeficiente debe ser $b \approx 0.5 \pm 0.05$.

Tabla 4.15. Resultados para la prueba del Exponente del ruido				
Equipo	Parámetros de ajuste ($DTP=a(KAD)^b$)			Estado de la prueba
	a	b	R ²	
1	0.7244	0.4903	0.9979	S
2	0.8496	0.5482	0.9888	S
3	0.2840	0.4722	0.9994	S
4	0.2381	0.4958	0.9991	S
5	1.0354	0.5465	0.9952	S

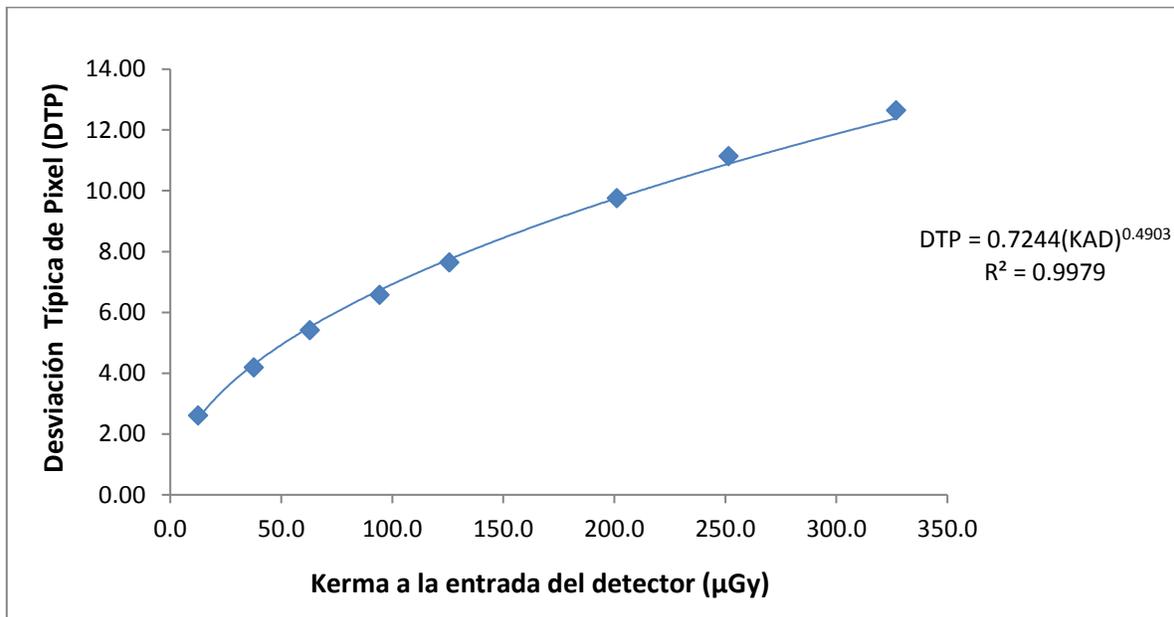


Figura 4.14. DTP en función del KAD del equipo 1.

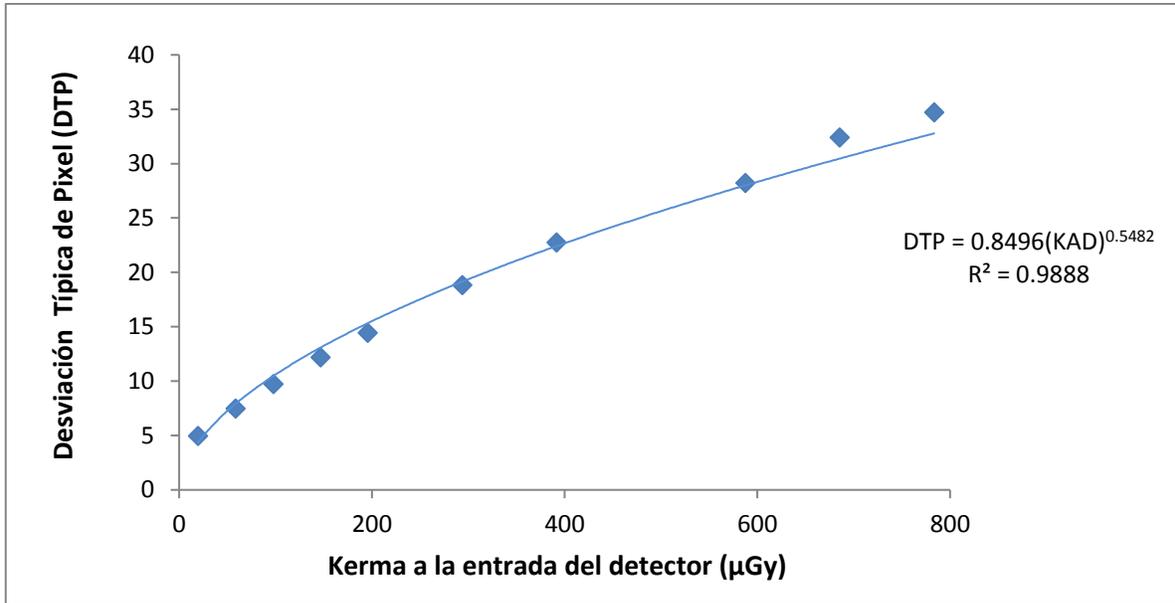


Figura 4.15. DTP en función del KAD del equipo 2.

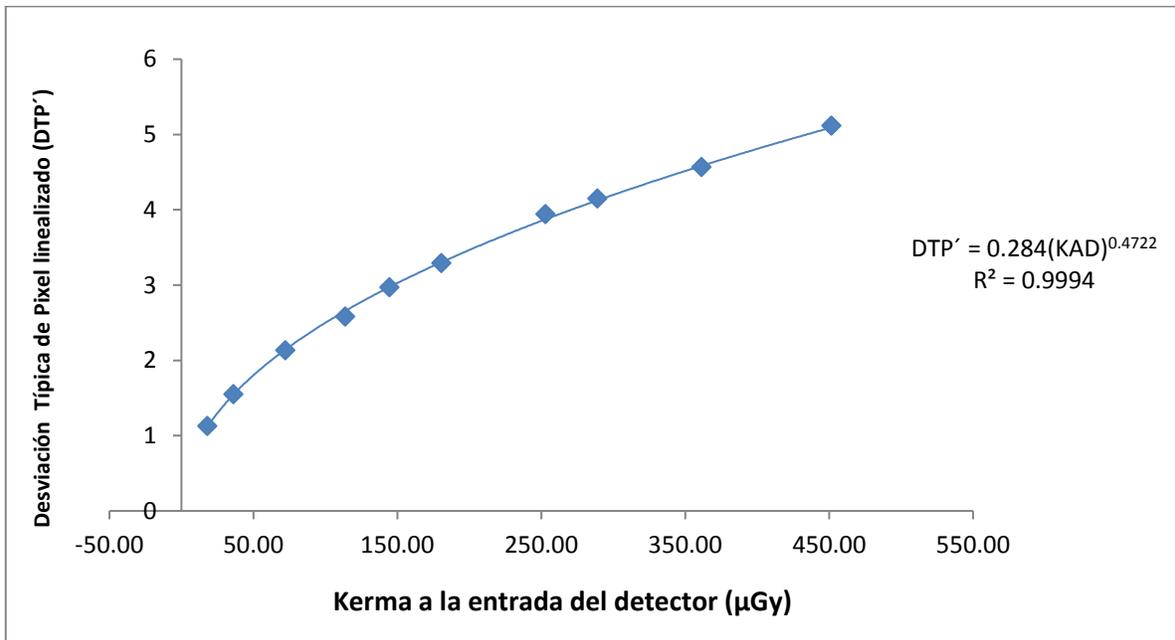


Figura 4.16. DTP' en función del KAD del equipo 3.

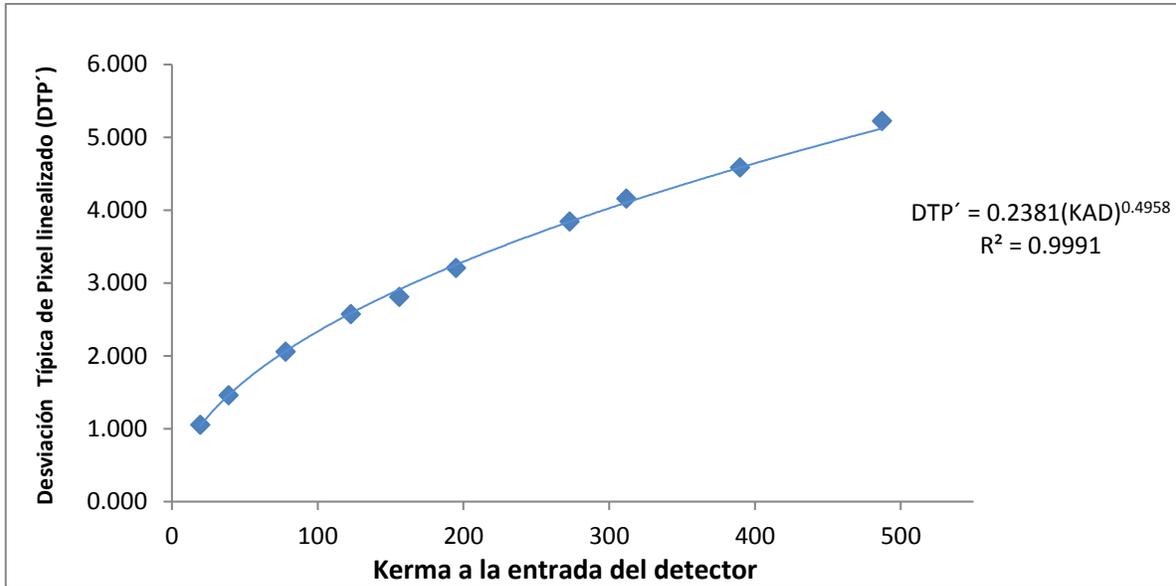


Figura 4.17. DTP' en función del KAD del equipo 4.

Comentarios: Los detectores de los equipos 3 y 4 presentan una respuesta logarítmica. El VMP y la DTP se linealizaron de acuerdo a las ecuaciones 3.8 y 3.9 de la sección 3.2.11.1 “Función de respuesta. El DTP usado en sus graficas correspondientes es el linealizado (DTP').

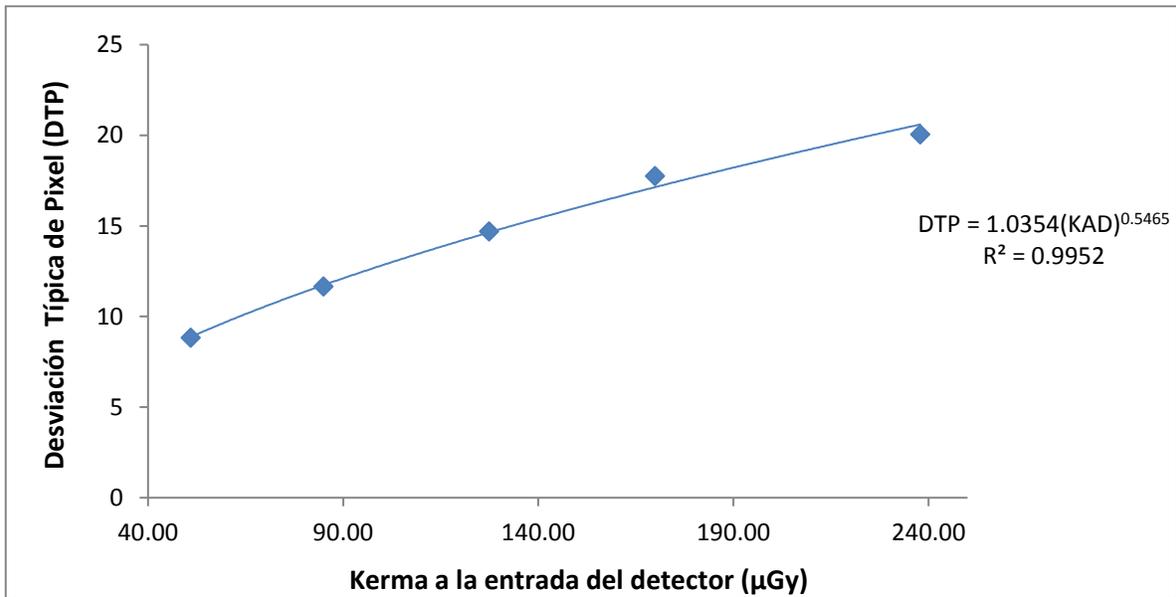


Figura 4.18. DTP en función del KAD del equipo 5.

En las tablas 4.16, 4.17 y 4.18 se resumen los resultados de las pruebas realizadas.

Tabla 4.16. Resumen de la evaluación mecánica		1	2	3	4	5
PRUEBA		RESULTADOS	RESULTADOS	RESULTADOS	RESULTADOS	RESULTADOS
EVALUACIÓN MECÁNICA	Estabilidad mecánica de la unidad	S	S	S	S	S
	Indicador de angulación	S	S	S	S	S
	Dispositivos de bloqueo	S	S	S	S	S
	Campo luminoso	S	S	S	S	S
	Estado de los compresores	S	S	S	S	S
	Soporte libre de vibraciones	S	S	S	S	S
	Desactivación de auto descompresión	S	S	S	S	S
	Descompresión manual	S	S	S	S	S
	Seguridad del operador y del paciente	S	S	S	S	S
	Mampara plomada	S	S	S	S	S
	Interruptores e indicadores	S	S	S	S	S
	Monitor de visualización	S	S	S	S	S
	Tabla de técnicas	ND	ND	ND	ND	ND
	Identificación de la imagen	S	S	S	S	S
COMPRESIÓN	Modo motorizado (báscula)	17 kg	14 kg	16 kg	16 kg	14 kg
	Modo manual (báscula)	23 kg	29 kg	18 kg	21 kg	15 kg
	Modo motorizado (nominal)	19 kg	18 kg	20 kg	20 kg	18 kg
	Modo manual (nominal)	25 kg	32 kg	21 kg	24 kg	18 kg

Tabla 4.17. Resumen de las pruebas realizadas al detector y el tubo de rayos X			1		2		3		4		5	
PRUEBA			RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS	
DETECTOR	Homogeneidad	ROI con VMP mayor al 115% del VMP global o menor al 85% del VMP global	0		0		0		0		0	
		ROI con RSR mayor al 120% de la RSR promedio o menor al 80% de la RSR promedio	0		0		2		1		2	
	Función de respuesta (Ajuste: VMP=m(KAD)+b)	Pendiente (m)	3.8279		4.4413		0.9891		0.9948		14.1780	
		Offset del pixel (b)	51.7900		46.5450		1.5297		0.8313		5.5938	
		R ²	0.9999		0.9999		0.9999		0.9999		0.9999	
	Ruido (Ajuste: DTP=a(KAD)^b)	coeficiente a	0.7244		0.8496		0.2840		0.2381		1.0354	
		coeficiente b	0.4903		0.5482		0.4722		0.49458		0.5465	
		R ²	0.9979		0.9888		0.9994		0.9989		0.9952	
	Resolución espacial		Resolución	Límite mínimo								
			10 pl/mm	6 pl/mm	10 pl/mm	6 pl/mm	9 pl/mm	8 pl/mm	9 pl/mm	8 pl/mm	7 pl/mm	5 pl/mm
TUBO DE RAYOS X	Rendimiento y Calidad de haz	PMMA (mm)	(mGy/mAs)	CHR (mm Al)								
		30	0.025	0.478	0.081	0.332	0.039	0.538	0.043	0.506	0.043	0.522
		45	0.035	0.498	0.134	0.374	0.047	0.559	0.052	0.529	0.069	0.595
		50	0.041	0.520	0.160	0.389	0.051	0.568	0.056	0.537	0.075	0.607
		60	0.054	0.534	0.122	0.470	0.055	0.575	0.060	0.549	0.081	0.618

Tabla 4.18. Resumen de las pruebas realizadas para evaluar el CAE, la DGP Y la calidad de imagen			1		2		3		4		5		
PRUEBA			RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS		RESULTADOS		
CAE	Repetibilidad del CAE		S		S		S		S		S		
	Compensación con el espesor y composición de la mama	PMMA (mm)	RCR	RCR límite	RCR	RCR límite	RCR	RCR límite	RCR	RCR límite	RCR	RCR límite	
		30	7.68	5.02	9.78	3.83	7.87	2.38	8.06	4.01	10.06	6.54	
		45	6.79	4.70	6.36	3.59	4.92	2.23	6.50	3.83	8.37	6.12	
		50	6.84	4.56	4.88	3.48	3.59	2.16	6.03	3.64	7.96	5.94	
	60	6.32	4.33	4.34	3.31	2.74	2.05	5.39	3.46	7.59	5.64		
DOSIS GLANDULAR PROMEDIO	PMMA (mm)	DGP orientativa (mGy)	DGP (mGy)		DGP (mGy)		DGP (mGy)		DGP (mGy)		DGP (mGy)		
	30	1.5	0.67		1.41		0.96		0.94		1.05		
	45	2.5	1.19		2.12		1.50		1.37		1.63		
	50	3.0	1.67		2.19		1.70		1.59		1.96		
	60	4.5	2.05		2.48		2.44		2.34		2.96		
CALIDAD DE IMAGEN	ACR	Fibras		5		5		6		5		6	
		Microcalcios		4		4		4		4		3	
		Masas		5		5		5		5		5	
		Artefactos		No hay		No hay		No hay		No hay		No hay	
	CDMAM	Diámetro (mm)	E. umbral aceptable	Espesor umbral (µm)		Espesor umbral (µm)							
		0.10	1.680	1.121		1.200		1.010		1.015		1.254	
		0.25	0.352	0.251		0.226		0.220		0.226		0.206	
		0.50	0.150	0.108		0.139		0.095		0.104		0.105	
	1.00	0.091	0.065		0.083		0.053		0.059		0.057		

Capítulo V. Discusión

Se evaluó el estado general, el funcionamiento del CAE, la calidad de imagen, el funcionamiento del detector y la dosis glandular impartida en condiciones clínicas en cinco equipos en la Ciudad de México, cuatro equipos del Instituto Nacional de Cancerología y un equipo del Hospital General de México, mediante catorce pruebas descritas en el protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM.

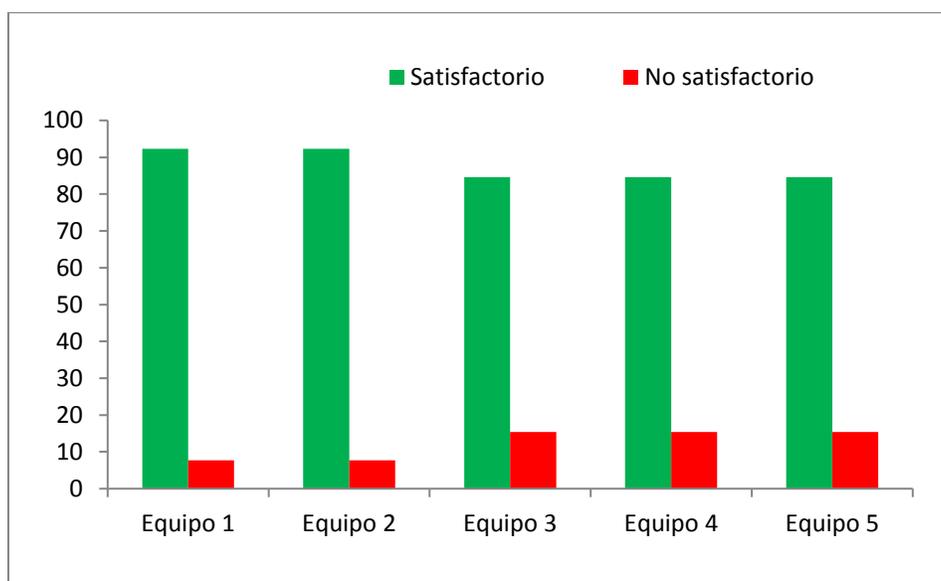


Figura 5.1. Histograma de los porcentajes de las pruebas cumplidas y no cumplidas.

El porcentaje de pruebas (omitiendo la prueba del rendimiento en condiciones clínicas) que fueron cumplidas satisfactoriamente por los mastógrafos fue de: 100 % para el equipo 1, 92.3 % para el equipo 2 y de 84.6 % para los equipos 3, 4 y 5.

Los cinco mastógrafos cumplen con la **prueba de evaluación mecánica y visual**, pero no estuvieron disponibles las tablas de técnicas. Aunque los equipos se manejan en modo automático de disparo, es necesario contar con las tablas de técnica manual como respaldo.

El equipo 1 cumple con todos los criterios de la prueba de la **fuerza de compresión**. Los equipos 2, 3, 4 y 5 cumplen con el criterio de fuerza pero no cumplen el criterio de exactitud ya que la compresión medida y la nominal difieren en más de 2 kg, además el

compresor del equipo 5 presentó problemas de estabilidad, por lo que no aprueban la prueba de fuerza de compresión.

La falta de estabilidad del compresor puede permitir que haya movimiento en la mama de la paciente durante el estudio, lo que provocaría un problema de borrosidad en las imágenes obtenidas. Por otra parte, la falta de exactitud en la medida de la compresión, es decir, una diferencia entre la compresión nominal y la medida, puede ocasionar que, con base en esta información, no se proporcione a la mama una compresión firme.

Ninguno de los equipos mostró deficiencias en la **repetibilidad del CAE** (dispositivo electrónico que selecciona, con base en el espesor y composición de la mama, los factores de exposición) durante su evaluación.

Para la prueba de la **Compensación del con el espesor y composición de la mama** todos los mastógrafos evaluados tuvieron resultados aprobatorios (Tabla 4.4).

Los equipos 1 y 2 presentaron resultados satisfactorios para las pruebas **de Homogeneidad y artefactos en la imagen**. Mientras que los equipos 3, 4 y 5 presentan una RSR (relación entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma) menor al 80% del valor promedio de las ROI anteriores. La disminución en las RSR en las esquinas anteriores de la imagen del maniquí estándar, indican que para las zonas más alejadas del borde del tórax el nivel de ruido es muy elevado considerando los VMP (Para una ROI seleccionada es la media aritmética de los valores de los pixeles encerrados en dicha ROI) alcanzados y se podría enmascarar la presencia de objetos de interés clínico en dichas zonas; esto puede afectar la calidad de las imágenes de mamas grandes. Ninguna de las imágenes tomadas para esta prueba presentó artefactos.

Todos los mastógrafos evaluados presentaron una **resolución espacial** mayor al valor límite asociado al tamaño de pixel de los detectores. Presentando: los equipos 1 y 2 una resolución de 10 pl/mm siendo su límite mínimo 6 pl/mm, los equipos 3 y 4 una resolución de 9 pl/mm con un límite mínimo de 8 pl/mm y el equipo 5 una resolución de 7 pl/mm con un límite mínimo de 5 pl/mm.

Para la prueba de **calidad de imagen usando el maniquí del ACR**, los equipos 1, 2, y 4 obtuvieron una calificación de catorce puntos al visualizarse cinco fibras, cuatro grupos de microcalcificaciones y cinco masas; el equipo 3 obtuvo una calificación de quince puntos con seis fibras, cuatro grupos de microcalcificaciones y cinco masas visualizadas; el equipo 5 obtuvo una calificación de catorce puntos con seis fibras, tres grupos de

microcalcificaciones y cinco masas visualizadas, siendo aprobada esta prueba por todos los equipos.

Para la prueba de **calidad de imagen usando el maniquí CDMAM**, se encontró en todos los mastógrafos que los umbrales de contraste-detalle fueron aceptables (Tabla 4.18), y la mayoría cercanos a los valores deseables. Por lo tanto, los resultados fueron satisfactorios.

Con la prueba **rendimiento** de los cinco equipos se obtuvieron resultados que servirán como referencia para futuras evaluaciones (Tabla 4.10).

Los valores de las **capas hemirreductoras**, obtenidas para diferentes calidades de haz, son aceptables en todos los mastógrafos (Tabla 4.11).

Los valores de la **dosis glandular promedio** de todos los equipos fueron inferiores a los niveles orientativos establecidos en la normativa mexicana vigente (Tabla 4.13). Por lo tanto, los resultados de la prueba fueron satisfactorios para todos los mastógrafos.

La **función de respuesta** que relaciona el valor medio del pixel (VMP) en las imágenes con la cantidad de radiación a la entrada del detector, dada ésta última por el kerma en aire, exhibe una respuesta lineal cuyo coeficiente de correlación (R^2) fue superior a 0.990 para los cinco mastógrafos. Por lo que el resultado de la prueba es satisfactorio.

Durante la prueba del **exponente del ruido** se encontró que en todos los mastógrafos, la contribución principal al ruido en las imágenes es el ruido cuántico, siendo esto lo deseable. El resultado de la prueba fue satisfactorio.

Todos estos resultados muestran que los equipos evaluados tienen un alto nivel de desempeño, pero es necesario, revisar el funcionamiento del compresor de los equipos 2, 3, 4 y 5. En el caso del detector se debe revisar la causa de que el nivel de ruido, para los equipos 3, 4 y 5, sea demasiado alto en las regiones anteriores considerando los VMP alcanzados, lo que ocasiona que la relación señal ruido no sea adecuada en dichas zonas.

Capítulo VI. Conclusiones y recomendaciones

El porcentaje de pruebas (omitiendo la prueba del rendimiento en condiciones clínicas) que fueron cumplidas satisfactoriamente por los mastógrafos fue de: 100 % para el equipo 1, 92.3 % para el equipo 2 y de 84.6 % para los equipos 3, 4 y 5.

Con base en los resultados de este trabajo se concluye que aunque el desempeño de los cinco equipos evaluados es aceptable, al obtener imágenes con calidad diagnóstica y dosis de radiación inferiores a los niveles orientativos establecidos en la NOM-229-SSA1-2002, el estado de la mayoría de los equipos no es el óptimo. Se encontraron deficiencias para la mayoría de los mastógrafos en los sistemas de compresión, fallando la exactitud para un 80 % de los mastógrafos y la estabilidad para un 20%. En los equipos 3, 4 y 5 se encontró que el ruido en las regiones anteriores es demasiado alto considerando los VMP alcanzados, lo que ocasiona que la relación señal ruido no sea adecuada en dichas zonas, pudiendo afectar la calidad de las imágenes de mamas grandes.

En base a los resultados obtenidos en este trabajo y con el objeto de mejorar el servicio de mastografía de tamizaje se recomienda:

- Ajustar la fuerza de compresión para los equipos 2, 3, 4 y 5.
- Verificar el aplanado de campo para los equipos 3, 4 y 5.
- Revisar la estabilidad del compresor para el equipo 5.

Aunque los mastógrafos digitales se manejan en modo de disparo automático, es aconsejable contar con las tablas de técnicas manuales como respaldo.

Un programa de control de calidad debe de comprender todas las etapas por las que pasa una mastografía: la adquisición de la imagen, su procesado y visualización. El Protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM, el cual se siguió para este trabajo, se centra en la evaluación del estado del mastógrafo: tubo de rayos X, CAE, receptor de imagen y la calidad de las imágenes resultantes, pero se omiten todas las pruebas referentes a la visualización de las imágenes, es decir, las pruebas para los monitores, impresoras y del área destinada a la interpretación. El estado de los monitores e impresoras así como las condiciones del área de trabajo son importantes, ya que no

importa que las condiciones de los mastógrafos sean las óptimas y se obtengan imágenes de una gran calidad diagnóstica con una dosis impartida mínima, si la información contenida en las imágenes no llega completa o no es adecuadamente accesible a los médicos radiólogos, debido, por ejemplo, a la falta de resolución en las pantallas o impresoras, a un inadecuado estado de los mismos, o por la inadecuada iluminación del área destinada a la interpretación de las imágenes. Por lo que se aconseja incluir en el protocolo desarrollado en el Instituto de Física de la UNAM pruebas para dicha etapa.

Otra prueba que se recomienda es aquella destinada a evaluar la alineación del compresor, ya que el borde de éste podría proyectarse sobre el detector o en el caso de sobresalir demasiado del borde del tórax del detector, provocaría que hubiese pérdida de tejido en dicho borde. Además, para equipos CR también es aconsejable probar la variaciones de la sensibilidad entre placas CR, que no haya remanencia de la imagen previa y que el mecanismo de escaneado de la placa CR funcione adecuadamente.

Bibliografía

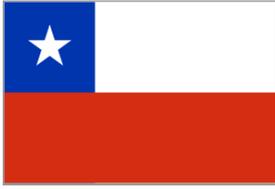
- [MKM] Mia K. Markey, *Physics of Mammographic Imaging*. CRR Press Taylor & Francis Group, New York, 2013.
- [BJH] Bushberg JH, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, U.S.A, 2002.
- [BGT] Barnes Gary T., Frey G. Donald, *Screen Film Mammography: Imaging Considerations and Medical Physics Responsibilities*. Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1991.
- [SJR] Sprawls, Jr.R. *Physical Principles of Medical Imaging*. Rockville, MD, Aspen, 1987.
- [FD] U.Bick, F.Diekmann, *Digital Mammography*. Springer.
- [NCG] Naxi Cansino Gonzales, *Mamografía: control de calidad en un programa de detección temprana del cáncer de mama*. Tesis de Licenciatura en Física. FC UNAM, 2012.
- [RTCG] Ruiz Trejo César Gustavo, *Calidad de imagen y dosis en mamografía. Evaluación de dos servicios de salud pública en el Distrito Federal*. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). PCF UNAM, 2001.
- [MRA] Moreno Ramírez Adriana, *Control de calidad en radiografía computarizada (CR) para mamografía*. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica) PCF UNAM, 2011.
- [ALAR] Alvarez Luquin Alain Rodolfo, *Mamografía digital. Evaluación de la calidad de la imagen usando un maniquí de contraste-detalle y la dosis de radiación asociada*. Tesis de Licenciatura en Física. FC UNAM, 2015.
- [JCC] Cruz Hernández Juan Carlos, *Evaluación del desempeño técnico de sistemas de mamografía digital CR en la región central de México*. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica) PCF UNAM, 2015.
- [Nuclamed] *Nuclemed NV/SA, Manual contrast-detail phantom, CDMAM 3.4 and CDMAM Analyser software V 1.2, Belgium*.
- [NOM-229] *Secretaría de Salud, Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X, Diario Oficial de la Federación, 15 de septiembre de 2006*.
- [RAW] Robert A. Weinberg, *The biology of cancer. Second edition*. Garland Science, New York, 2014.
- [Dance] Dance DR, et al, *Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol*, *Phys Med Biol*, 2000; 45: 3225-3240.
- [ACR] American College of Radiology. *Mammography Quality Control Manual*, ACR, 1999.
- [PECCR] Sociedad Española de Física Médica – Sociedad Española de Protección Radiológica, *Protocolo*

Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Edicomplet, Madrid, 2011.

- [PCCMD] Sociedad Española de Física Medica, Protocolo de control de calidad en mamografía digital, Apéndice del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión I, Edicomplet, Madrid, 2008.
- [PR] Ministerio de Sanidad y Consumo, Protección Radiológica. Parte I: Conceptos Generales. Colección Sanidad Ambiental, Madrid, 1988.
- [ATTIX] Attix Frank Herbert, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004.
- [GPJ] García-Porrero Juan, *Anatomía Humana*, Mc graw Hill, España, 1995.
- [ImageJ] ImageJ, Rasband W, National Institute of Health, USA.
- [ICRP 60] 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
- [W1] Rickards Campbell Jorge, Cameras Ross Ricardo, *Las radiaciones II. El manejo de las radiaciones nucleares, La ciencia para todos*. [consultado en octubre del 2015], disponible en: <<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/radia2.htm>>
- [W2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, “Estadísticas a propósito del día mundial de la lucha contra el cáncer de mama”, Aguascalientes, Ags, 19 de octubre del 2015. . [consultado en diciembre del 2015], Disponible en: <<http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/mama0.pdf>>

ANEXO 1

**Protocolo desarrollado en el Instituto de Física
de la UNAM.**



Programa de Cooperación Bilateral Chile-México

**Estudio de calidad de imagen y dosis glandular promedio en
estudios de mamografía realizados en la
Región Metropolitana de Santiago de Chile y la Ciudad de México**

Responsable técnico de Chile: **Dra. Beatriz Sánchez Nieto**
Pontificia Universidad Católica de Chile
Responsable técnico de México: **Dra. María Ester Brandan**
Universidad Nacional Autónoma de México

Diciembre 2015



Pruebas del control de calidad comunes a PUC Y UNAM en sistemas mamográficos DR y CR de la Región Metropolitana y la Ciudad de México

Índice

1. Evaluación mecánica y visual	2
2. Fuerza de compresión	3
3. Control Automático de Exposición (CAE)	4
3.1 Repetibilidad del CAE	4
3.2 Compensación con el espesor y composición de la mama	5
4. Homogeneidad y artefactos en la imagen	8
4.1 Uniformidad de la imagen	8
4.2 Artefactos	9
5. Resolución espacial	10
6. Calidad de imagen (maniquí del ACR)	11
7. Calidad de imagen (maniquí CDMAM)	12
8. Dosimetría con el maniquí “de Lalo”	14
8.1 Obtención de la técnica radiográfica	14
8.2 Irradiación de dosímetros	14
9. Valor del rendimiento en condiciones clínicas	16
10. Capa hemirreductora (CHR)	17
11. Dosis glandular promedio (DGP)	19
12. Función de respuesta y evaluación del exponente del ruido	20
12.1 Función de respuesta	20
12.2 Exponente del ruido	22

Notas aclaratorias

NCG: Protocolo para tesis de Maestría de Naxi Cansino González.

JCC: Tesis de Maestría de Juan Carlos Cruz Hernández.

Condiciones clínicas: Técnica automática, placa de compresión sobre el objeto, fuerza de compresión mayor o igual que 13 kg o 13 daN.

Desviación estándar del pixel (DTP): Desviación estándar del valor de los pixeles contenidos en una región de interés.

Haz de referencia: Mo/Mo, 28 kV

Hoja de registro: Todas las pruebas se realizarán contando con hojas de registro apropiadas, o una hoja Excel ya preparada para recibir resultados y comentarios.

Imagen cruda: Imagen “for processing”

Imagen cruda linealizada: En CR, las imágenes for processing deben ser linealizadas, según instrucciones en el Protocolo Español de CC en Mamografía Digital (2008)

Imagen procesada: Imagen “for presentation”

Maniquí ACR: Maniquí acreditado por el American College of Radiology (ACR).

Maniquí CDMAM: Maniquí acreditado por la Comunidad Europea.

Maniquí estándar (o maniquí patrón): Maniquí de PMMA, de 4.5 cm de grosor y que cubrir todo el detector.

Punto de referencia: A 6 cm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente.

Región de interés (ROI): Zona que puede seleccionarse en una imagen utilizando las herramientas del interfaz de usuario, que presenta un interés especial por alguna causa concreta. En general, el visor de la modalidad aporta datos sobre los pixeles contenidos en la ROI, tales como el valor medio de los mismos, el valor máximo y el mínimo, y la desviación estándar. Es frecuente utilizar el acrónimo "ROI" (“*region of interest*”) de su forma inglesa.

Relación contraste-ruido (RCR). Se define como:

$$RCR = \frac{VMP \text{ en la ROI (señal)} - VMP \text{ en la ROI (fondo)}}{\sqrt{\frac{DTP^2 \text{ en la ROI (señal)} + DTP^2 \text{ en la ROI (fondo)}}{2}}} \quad (1)$$

donde VMP significa “Valor medio del pixel” y DTP es “Desviación estándar del pixel”.

Relación señal-ruido (RSR). Como su nombre indica, la relación señal-ruido (*SNR* en inglés), es la relación entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma. Dado que es deseable que los valores de señal sean altos en un sistema de imagen y el ruido sea lo más bajo posible, los valores de la RSR deberán ser elevados. La RSR se calcula de acuerdo a la siguiente formula:

$$RSR = \frac{VMP \text{ en la ROI}}{DTP \text{ en la ROI}} \quad (2)$$

Valor medio del pixel (VMP): Para una ROI seleccionada es la media aritmética de los valores de los pixeles encerrados en dicha ROI.

1. EVALUACIÓN MECÁNICA Y VISUAL (pp 18, JCC; NCG)

Objetivo: Comprobar que los elementos mecánicos del mastógrafo funcionan correctamente.

Criterio de aceptación: Los elementos evaluados mecánica y visualmente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Material y equipo: Hoja de registro.

Procedimiento:

En esta prueba se evalúa el correcto funcionamiento de diferentes componentes del mastógrafo.

1. Estabilidad mecánica de la unidad:
Verificar que el cuerpo del mastógrafo sea mecánicamente estable, que todas las piezas móviles tengan un movimiento fluido, suave y sin fricción indebida.
2. Indicadores de inclinación, angulación, fuerza de compresión y espesor de la mama:
Todos estos indicadores deben funcionar correctamente.
3. Dispositivos de bloqueo:
Pruebe cada botón para bloqueo de forma independiente, para asegurar que el movimiento mecánico se evita cuando se establece el bloqueo.
4. Campo luminoso:
Este campo de luz debe funcionar correctamente
5. Inspección del estado de los compresores:
Los compresores deben encontrarse en buen estado
6. Soporte del detector libre de vibraciones:
El receptor de imagen debe estar libre de vibraciones.
7. Deslizamiento suave del detector dentro del soporte:
Para PP y CR, el chasis se debe deslizar suavemente en la posición adecuada dentro del portachasis.
8. Desactivación de auto descompresión:
Esta opción debe estar disponible, con objeto de mantener la compresión y el estatus de ésta debe estar desplegado de manera continua.
9. Descompresión manual:
Esta opción debe estar disponible en caso de fallas eléctricas. Comprima un maniquí, desconecte la corriente eléctrica y libere el maniquí manualmente.
10. Seguridad del operador y del paciente:
Ni el paciente ni el operador deben estar expuestos a bordes afilados u otros riesgos, incluyendo los eléctricos.
11. Mampara plomada:
Esta mampara debe brindar el blindaje adecuado y estar en buen estado.
En el panel de mandos:
12. Interruptores e indicadores:
Todos los interruptores y luces indicadores deben funcionar correctamente.
Visualización:
13. Para CR y DR, el monitor de visualización de la técnica radióloga debe funcionar correctamente.
Tabla de técnicas radiográficas:
14. Debe existir y estar a la vista de la técnica radióloga.
Identificación de la imagen:
15. Imágenes contienen ID de paciente, y parámetros de adquisición
16. DICOM contiene correctamente ID de paciente, hora y fecha de la adquisición

2. FUERZA DE COMPRESIÓN (pp 18, JCC; NCG)

Objetivo: Verificar que el mastógrafo provee una compresión estable, suficiente pero no excesiva, tanto en el modo motorizado como en el modo manual.

Criterio de aceptación: La compresión motorizada debe encontrarse en el intervalo de 11.3 a 20.4 kg, mientras que la manual debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 30.6 kg. En ambos casos la compresión nominal y medida, deben coincidir en ± 2.0 kg. Después de un minuto, el valor de la fuerza debe mantenerse en el valor inicial aplicado.

Material y equipo: Báscula, es recomendable que sea tipo analógico, no digital. Toallas de baño (pañños) o bloque de gomaespuma.

Procedimiento:

Las medidas deben realizarse utilizando gomaespuma o la báscula envuelta en una toalla para no dañar el compresor ni el receptor de imagen.

Para verificar el modo motorizado:

9. Active el compresor con los pedales o botones dedicados, y se deja descender el compresor hasta que éste se detenga.
10. Registrar la lectura inicial de la báscula y el indicador del equipo.
11. Mantener la compresión durante un minuto.
12. Registrar la lectura final de la báscula y del indicador.

Para verificar el modo manual:

13. Active el compresor manualmente, aplicando compresión hasta donde sea posible.
14. Registrar la lectura inicial de la báscula y el indicador del equipo.
15. Mantener la compresión durante un minuto.
16. Registrar la lectura final de la báscula y del indicador del equipo.

3. CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

Antes de aplicar las pruebas para evaluar el control automático de exposición (CAE), verificar si éste selecciona la técnica radiográfica en función del espesor de la mama.

4. Realizar 3 irradiaciones del maniquí estándar, sin espaciadores, en condiciones clínicas. Registrar la técnica radiográfica.
5. Sobre los dos bordes laterales del compresor se coloca un espaciador, de acuerdo con la siguiente tabla:

Espesor de PMMA (mm)	Espesor mama equivalente (mm)	Espaciadores (mm)
30	32	2
45	53	8
50	60	10
60	75	15

6. Con este nuevo dispositivo se realizan 3 irradiaciones en condiciones clínicas y se verifica si el CAE selecciona las técnicas radiográficas en función del espesor.

En caso de que el CAE selecciona las técnicas radiográficas en función del espesor, todas las pruebas en que se utilicen irradiaciones e imágenes en condiciones clínicas deberán realizarse utilizando los espaciadores.

3.1 Repetibilidad del CAE (pp 19, JCC; NCG)

Objetivo: Verificar la repetibilidad de las técnicas radiográficas que son automáticamente seleccionados por el equipo (ánodo/filtro, tensión y carga) y RSR (relación señal/ruido).

Criterio de aceptación: RSR: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5 \%$

mAs: máxima desviación con respecto al promedio $\leq \pm 5 \%$

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas, programa de análisis de imágenes. Para CR: placa CR.

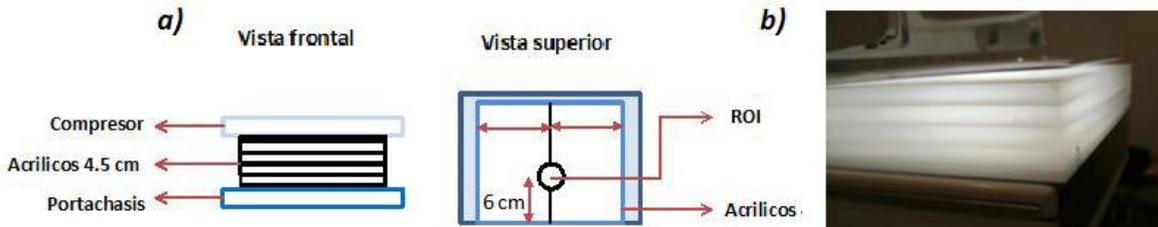
Procedimiento:

6. Adquirir cinco imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas (modo automático), para el caso de CR use el mismo chasis en todas las exposiciones.
7. Registrar la técnica radiográfica de cada imagen (blanco/filtro, kV, mAs, compresión y espesor) en cada caso.
8. Utilizar el software de análisis de imágenes para determinar la relación señal-ruido (RSR) para cada imagen (cruda en DR con respuesta lineal y cruda linealizada en CR y DR con respuesta logarítmica), medida en una ROI de 4 cm² situada a 6 cm del lado correspondiente al tórax. En el caso de los sistemas DR, la RSR se calculará restando el valor "offset" al VMP determinado en la prueba función de respuesta del detector.

Observaciones: El espesor de mama detectado por el sistema depende de la fuerza de compresión aplicada, por ello ejerza siempre la misma fuerza (la utilizada en condiciones clínicas) y anotar su valor.

El espesor de 4.5 cm está en la frontera en la que se producen cambios en los factores de exposición que se seleccionan automáticamente (ánodo, filtro y tensión). Esté pendiente.

9. Para obtener el valor de la RSR se tiene: $RSR = VMP/DTP$, en este caso el VMP y la DTP, se miden en una región de interés, ver figura 1. En el caso CR debe linealizar antes VMP y DTP.
10. Calcular la desviación de cada uno de los valores del mAs, con respecto al promedio.



3.2 Compensación con el espesor y composición de la mama (pp 25, JCC; NCG)

Objetivo: Verificar que la calidad de las imágenes, evaluada a partir de la relación contraste-ruido (RCR) es estable y se mantiene dentro de ciertos márgenes de referencia, independiente de las características de la mama, de acuerdo con la siguiente tabla:

Espesor de PMMA (cm)	3.0	4.5	5.0	6.0
RCR limite (%)	110	103	100	95

Criterio de aceptación: Para cada espesor, los valores de la relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores límite.

Nota: Estos valores $RCR_{límite}$ se calculan a partir del contraste umbral $límite$ para el disco de 0.1 mm de diámetro obtenido con el CDMAM para un espesor de 5.0 cm de PMMA.

Material y equipo: Espesores de 3, 4.5, 5 y 6 cm de PMMA, lámina de Al tipo 1145 (99.9% de pureza), con dimensiones 1 cm x 1cm x 0.2 mm, imágenes crudas. Para CR, placa CR.

Procedimiento:

La compensación se verifica evaluando la relación contraste-ruido (RCR) asociada a las imágenes de una lámina de aluminio tipo 1145 de 0.2 mm de espesor y dimensiones 1 cm x 1 cm.

9. Colocar 2 cm de PMMA sobre el soporte de la mama.
10. Colocar sobre este PMMA la lámina de Al tipo 1145, a un costado de la línea central, con su centro a 6 cm del borde correspondiente al tórax. Mantener la lámina en esta posición y sobre los 2 cm de PMMA durante toda la prueba.

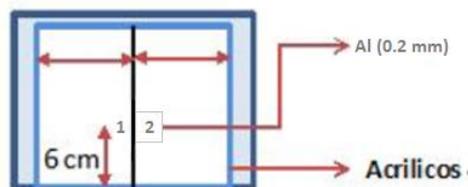


Figura 2: Posición de la lámina de aluminio de 0.2 mm de espesor y de 1.0 cm x 1.0 cm de lado para medir la RCR

11. Si aplica, colocar el sensor del CAE de forma que lámina de Al no interfiera con él.
12. Colocar, sin mover el aluminio, 1 cm de PMMA.
13. Hacer una exposición en condiciones clínicas.
14. Añadir placas de PMMA para obtener los distintos grosores de interés, hasta alcanzar el valor máximo de 6 cm y repetir el paso 5 para cada espesor.
15. Anotar las técnicas radiográficas (ánodo/filtro, tensión, carga) porque luego serán utilizadas para calcular la dosis glandular promedio.
16. Medir sobre las imágenes crudas el valor medio del pixel (VMP) y la desviación estándar del pixel (DTP) en las ROI de tamaño 5 mm x 5 mm indicadas en la figura 3:

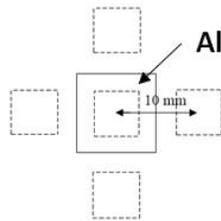


Figura 3. Regiones de interés de 5mm x 5 mm

Calcular la RCR para cada espesor de PMMA de acuerdo con la fórmula:

$$RCR = \frac{VMP(Al) - VMP(F)}{\sqrt{\frac{DTP^2(Al) + DTP^2(F)}{2}}} \quad (3)$$

Siendo VMP(Al) y DTP(Al) el valor medio del pixel y la desviación estándar de la ROI de 5mm x 5 mm situada en el centro de la imagen de la lámina de Al; VMP(F) y DTP(F) son, respectivamente, el valor medio del pixel y la desviación estándar asociados al fondo y calculados de acuerdo con las siguientes expresiones:

$$VMP(F) = \sum_{i=1}^4 \frac{VMP(F)_i}{4}; \quad (4)$$

$$DTP(F) = \sum_{i=1}^4 \frac{DTP(F)_i}{4} \quad (5)$$

En las que el subíndice i designa cada uno de los 4 ROI de 5 x 5 mm colocados a cada lado de la lámina de Al y distando 10 mm del centro de la lámina de Al. Este procedimiento de cálculo tiene el objetivo de compensar las diferencias en los valores de los pixeles debidas al efecto talón.

Cálculo del valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm

Para calcular este valor, se usa la expresión:

$$(\text{Contraste umbral}_{\text{medido}})(RCR_{\text{medida}}) = (\text{contraste umbral}_{\text{límite}})(RCR_{\text{valor límite}}) \quad (6)$$

Dónde:

Contraste umbral $_{medido}$ = contraste umbral del disco de 0.1 mm determinado en la prueba 7.

RCR_{medida} = valor de la RCR determinado con el procedimiento anterior, para el espesor de 5 cm de PMMA.

Contraste umbral $_{límite}$ = valor límite aceptable del umbral de contraste para el disco de 0.1 mm = 23%.

$RCR_{valor\ límite}$ = Valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm de PMMA, que es el valor a calcular.

A partir de $RCR_{valor\ límite}$ obtenido para 5 cm se calculan los valores límite para el resto de espesores aplicando los porcentajes indicados en la tabla incluida en el objetivo. Por ejemplo, el valor límite de la RCR para 3 cm se obtendría multiplicando $RCR_{valor\ límite}$ por 1.10; el de 4.5 cm se obtendría multiplicando por 1.03; y así sucesivamente.

Observaciones: Los resultados de esta prueba determinan si un sistema es apto para ser utilizado clínicamente. Para los detectores con respuesta logarítmica es necesario utilizar la RCR linealizada.

4. HOMOGENEIDAD Y ARTEFACTOS EN LA IMAGEN

4.1 Uniformidad de la imagen (pp 24, JCC; NCG)

Objetivo: Evaluar inhomogeneidades en la respuesta del receptor de imagen, por deficiencias en él o por correcciones inadecuadas durante el proceso de aplanado de campo.

Criterio de aceptación: Desviación máxima del VMP en las ROI individuales con respecto del VMP en la ROI global $< \pm 15\%$. Desviación máxima de la RSR de cada ROI individual con respecto del valor medio de las RSR en las 5 ROI $< \pm 20\%$.

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas y software de tratamiento de imágenes (Image J). Para CR, chasis CR.

Procedimiento:

5. Adquirir una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas.
6. Las medidas se realizarán sobre las imágenes crudas.
7. Para el caso de CR: con el software de tratamiento de imágenes, se mide el VMP y la DTP de 5 regiones de 1 cm^2 situadas en una línea paralela al borde del tórax, que diste 6 cm de dicho borde y equiespaciados entre sí, situé las ROI a 2 cm de los márgenes laterales y posterior de la imagen. La ROI global debe ser un rectángulo de 1 cm de alto, centrado a 6 cm del borde del tórax y lo suficientemente ancho para incluir en su interior las 5 ROI de 1 cm^2 , pero debe evitar los bordes laterales por 2 cm. Ver figura 4.a)
8. Para el caso de DR: con el software de tratamiento de imágenes, se mide el VMP y la DTP de cinco regiones de 4 cm^2 situadas en las cuatro esquinas y en el centro de la imagen, situé las ROI a 2 cm de los márgenes laterales y posteriores de la imagen. La ROI global debe incluir la mayor parte del área, pero debe evitar los bordes laterales y posteriores de la imagen (2cm). Ver figura 4.b)
9. Determinar la RSR para cada región.
10. Si se detectan inhomogeneidades fuera de tolerancias, gire el maniquí 180° y repetir el proceso para descartar que sean debidas a la falta de homogeneidad del PMMA.



Figura 4. a) Posiciones de las ROI para la prueba de homogeneidad en equipos CR, b) Posiciones de las ROI para la prueba de homogeneidad en equipos CR.

Observaciones: Debido a que es necesario etiquetar digitalmente las imágenes obtenidas, es necesario recortar la imagen original para tener una región óptima para la evaluación de homogeneidad.

4.2 Artefactos (pp 30, JCC)

Objetivo: Identificar la presencia de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico o simular la presencia de los mismos.

Criterio de aceptación: Imagen sin presencia de artefactos.

Material y equipo: Maniquí estándar, imágenes crudas, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, lupa de al menos 2X, software de tratamiento de imágenes. En CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

5. Adquirir una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas.
6. Visualizar la imagen cruda en los monitores de interpretación (seleccionando un ancho de ventana de aproximadamente el 10% del VMP y un alto de ventana apropiado para la búsqueda/visualización de artefactos), o en formato impreso usando el negatoscopio y la lupa.
7. Buscar artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico, tales como los producidos por suciedad, arañazos, huellas digitales, imágenes remanentes, etc. En el caso de los CR pueden observarse líneas verticales u horizontales. En caso de existir, estas bandas deberían ser similares para todas las placas fotoestimulables.
8. Anotar en la hoja de registro el tipo de monitor, y su resolución, usado en la evaluación de esta prueba.

5. RESOLUCIÓN ESPACIAL (pp 27, JCC; NCG)

Objetivo: Verificar que el factor limitante de la resolución espacial es el tamaño de pixel del receptor de imagen y que ésta no se ve afectada por otros factores.

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del pixel del detector (o la distancia de muestreo) y siempre superior al 80% de ésta.

Material y equipo: Maniquí estándar, patrón de barras paralelas (5-20 pl/mm), lupa de al menos 2X, monitores de interpretación de alta resolución. Para CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

6. Colocar el maniquí estándar sobre el soporte de la mama
7. Colocar el patrón de barras sobre el maniquí, centrado lateralmente, con su borde a 1 cm del borde del tórax y en un ángulo de 45° con respecto al eje ánodo/cátodo (ver figura 5). Esto para evitar interferencias con las columnas y reglones de pixeles en la imagen o las líneas de barrido de los monitores de interpretación. La zona con la mayor frecuencia de líneas debe ser posicionado hacia el borde del tórax.
8. Adquirir una imagen en condiciones clínicas (excepto que la placa de compresión sólo estará a contacto para no dañar el patrón de barras), registrando la técnica radiográfica.
9. Determinar la máxima resolución espacial (dada en pares de líneas por milímetro) visible en la imagen, usando los monitores de interpretación o el formato impreso.
10. Se debe considerar que la resolución espacial asociada al receptor de imagen se determina según:

$$pl/mm=1/2(\text{espacio entre pixeles})$$

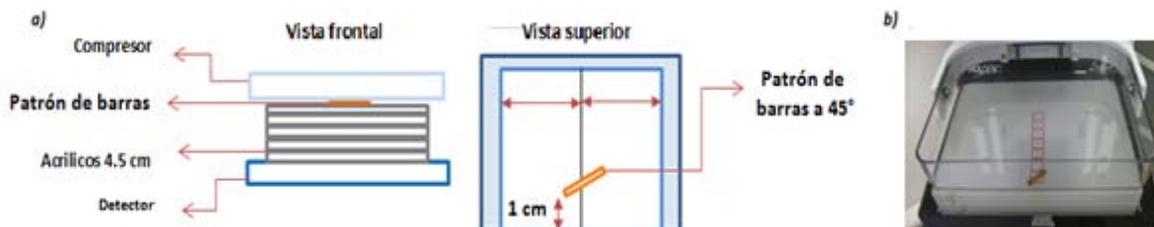


Figura 5. a) Esquema del montaje del equipo para la prueba de resolución espacial en un equipo digital, b) El patrón de barras se coloca sobre 4.5 cm de acrílico y la paleta de compresión se encuentra a contacto.

6. CALIDAD DE IMAGEN (ACR) (pp 29, JCC; NCG)

Objetivo: Evaluar la calidad de imagen mediante la visualización de fibras, grupos de microcalcificaciones y masas, así como contraste y densidad óptica al centro de la imagen del maniquí acreditado por el ACR, para equipos analógicos (película/pantalla).

Criterios de aceptación: El número de objetos que como mínimo se deben observar en la imagen del maniquí acreditado por el ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas. El contraste debido al disco de acrílico debe ser al menos de 0.40 y la densidad óptica (DO) al centro de la imagen del maniquí debe ser mayor o igual a 1.40 ± 0.20 .

Material y equipo: Maniquí de calidad de imagen para mamografía acreditado por el ACR, disco de acrílico de 4 mm de grosor y 1 cm de diámetro, negatoscopio, lupa de al menos 2X, densitómetro.

Procedimiento:

5. Colocar el maniquí acreditado por el ACR sobre el soporte de la mama, colocar encima de él (de preferencia entre las dos fibras más grandes) el disco de acrílico.
6. Adquirir una imagen del maniquí acreditado por el ACR en condiciones clínicas.
7. Registrar los valores de la técnica radiográfica reportada por el CAE.
8. Evaluar la imagen en un negatoscopio con brillantez y homogeneidad adecuada, puede usar la lupa, siguiendo el método de evaluación indicado por el fabricante.
9. Evaluar el contraste de la imagen producida por el disco (DO al centro de la imagen del disco - DO del fondo) y medir la densidad óptica al centro del maniquí, de acuerdo con las instrucciones dadas por el fabricante.

Observaciones: El maniquí acreditado por el ACR, de acuerdo con este organismo, representa una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular y 50% adiposa. En su interior contiene objetos que representan ductos de diferente grosor (simulados por fibras de nylon), grupos de microcalcificaciones de diferente diámetro (simuladas por motas de Al), y masas tumorales simuladas por masas plásticas de diferente diámetro y grosor.

7. CALIDAD DE IMAGEN (CDMAM) (pp 28, JCC; NCG)

Objetivo: Para mastógrafos tipo DR y CR, calcular los valores del espesor umbral (espesor mínimo detectable) para discos de oro con diámetros comprendidos entre 2 y 0.1 mm y verificar que estos valores son menores que los valores propuestos como aceptables para cada diámetro.

Criterio de aceptación: De acuerdo con la tabla siguiente:

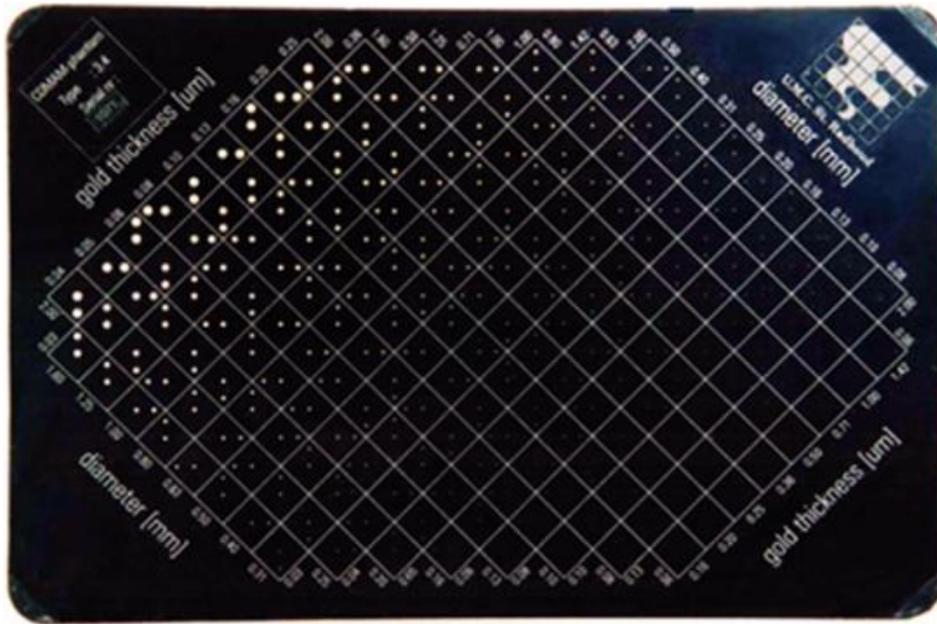
Diámetro del disco de oro (mm)	Espesor umbral (μm)
2	< 0.069
1	< 0.091
0.5	< 0.150
0.25	< 0.352
0.1	< 1.68

Material y equipo: Maniquí contraste-detalle (CDMAM); imágenes crudas o procesadas, programa de evaluación; placas de PMMA.

Observaciones: El maniquí CDMAM contiene en su interior un conjunto de discos de oro con distintos espesores (0.03 μm – 2 μm) y diámetros (0.06 mm - 2 mm). La calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste (mínimo espesor visualizado) correspondiente a cada diámetro. El espesor total del maniquí en la configuración recomendada por el fabricante (placa con objetos de prueba más cuatro placas de PMMA de 1 cm de espesor) es aproximadamente 4.5 cm y, de acuerdo con el fabricante, equivale en cuanto a atenuación a 5 cm de espesor de PMMA. Esto, según el PE2011 equivale a una mama de 6 cm de espesor con 20% de glandularidad. Se necesitan al menos 8 imágenes del maniquí CDMAM para su evaluación, siendo recomendable la adquisición de 16 imágenes en condiciones clínicas, anotando en cada caso la técnica radiográfica.

Procedimiento:

9. Colocar placas de PMMA, que sumen 2 cm de espesor, sobre el soporte de la mama y alinéelos con el borde del tórax (centradas lateralmente en caso de que no sean más grandes que el detector).
10. Colocar el CDMAM sobre los 2 cm de PMMA con los discos de diámetro más pequeño cercanos al lado del tórax (figura 6).
11. Cubrir el conjunto con 2 cm adicionales de PMMA.
12. Hacer una exposición en condiciones clínicas.
13. Si es necesario, colocar en los bordes laterales espaciadores de 1.5 cm de grosor (de acuerdo con los 6 cm mencionados líneas arriba).
14. Hacer 7 exposiciones adicionales.
15. Entre exposición y exposición debe desplazar ligeramente el maniquí para compensar que la señal de los discos más pequeños se reparta entre dos o más píxeles, siendo distinguibles del ruido.
16. En este protocolo las imágenes se evaluarán automáticamente usando el software CDMAM Analyser (versión 1.2). El software utiliza imágenes crudas o procesadas (formato DICOM)



Lado del tórax

Figura 6. Maniquí de contraste-detalle

8. DOSIMETRÍA CON EL MANIQUÍ “DE LALO” (ELP)

Para utilizar el maniquí dosimétrico que contiene TLD-100 es necesario contar con su calibración previa.

En esta sección se describe cómo llevar a cabo las irradiaciones del maniquí dosimétrico.

NOTA: NO introduzca el paquete que contiene el maniquí con los dosímetros a la sala del mastógrafo, espere hasta que se le indique.

8.1 Obtención de la técnica radiográfica

Objetivo: Obtener la técnica radiográfica asociada con la irradiación del maniquí dosimétrico “de Lalo”

Criterio de aceptación: No aplica.

Material y equipo: Maniquí homogéneo “de Lalo”.

Procedimiento:

1. El maniquí homogéneo “de Lalo” tiene la forma de una media luna, lo que simula una mama comprimida. Colocar el maniquí homogéneo alineando su lado recto con el borde del tórax y centrado lateralmente. Las cabezas de los tornillos deben estar hacia arriba.
2. Ejercer sobre el maniquí homogéneo una compresión de 5 daN o 5 kg, dependiendo de la escala del mastógrafo.
3. Realizar una irradiación del maniquí en condiciones clínicas.
4. Registrar la técnica radiográfica.

8.2 Irradiación de dosímetros

Objetivo: Irradiar el maniquí dosimétrico con el fin de obtener la información con la que se determinará la dosis glandular promedio.

Criterio de aceptación: No aplica.

Material y equipo: Maniquí dosimétrico de “Lalo”, Dosímetros termoluminiscentes TLD-100.

Procedimiento:

1. Introducir el maniquí dosimétrico y colocarlo sobre el soporte de la mama, alineando su lado recto con el borde del tórax y centrado lateralmente. Las cabezas de los tornillos deben estar hacia arriba, debe apreciarse la cuña de aluminio. Ver figura 7.

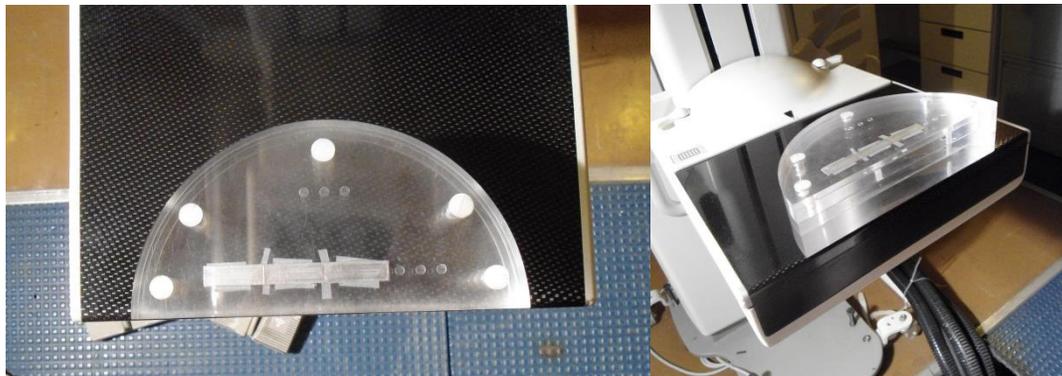


Figura 7. Forma de colocar el maniquí dosimétrico. Derecha vista superior. Izquierda, vista oblicua

2. Comprima el maniquí con 5 daN o 5 kg según lo que el mastógrafo permita.
3. Utilizar el modo MANUAL del mastógrafo para seleccionar la técnica radiológica obtenida en el punto 8.1. Nota: En algunos casos los equipos no pueden reproducir fielmente el mAs obtenido. De no ser posible seleccionar el mismo valor, elija el valor más cercano al mismo.
4. Con la misma técnica tome 3 imágenes consecutivas del maniquí.
5. Retirar el maniquí y guárdelo fuera de la sala del mastógrafo.

Observaciones: Es muy importante que recuerde no se exponer los dosímetros a luz solar o luz con componentes UV.

9. VALOR DEL RENDIMIENTO EN CONDICIONES CLÍNICAS (pp 20, JCC; NGC)

Objetivo: Obtener los valores del rendimiento (mGy/mAs) del tubo de rayos X para las calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación por el espesor y composición de la mama.

Criterio de aceptación: No existe un criterio, esta medida sirve de referencia para el equipo.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado.

Procedimiento:

Recuerde antes de iniciar a registrar las lecturas con la cámara que está debe trabajar de manera estable.

9. Colocar la cámara de ionización en el punto de referencia, a una altura de 4.5 cm por encima del soporte de la mama, con el compresor a contacto, por encima. Abra completamente el colimador.
10. Medir y anotar la distancia foco-cámara (al centro efectivo de ésta).
11. Seleccionar en modo manual la combinación ánodo/filtro y la tensión (kV) para un espesor de 3 cm de PMMA obtenida anteriormente (Ver prueba 3.2). Seleccionar tres valores de mAs entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica.
12. Seleccionar el primer valor de mAs y realizar 3 exposiciones. **En el caso de los DR debe proteger al detector.**
13. Registrar las lecturas en la hoja de datos.
14. Repetir el procedimiento anterior para los 2 valores de mAs restantes.
15. Repetir todo el proceso para los espesores de 4.5 cm, 5 cm y 6 cm.
16. Recuerde corregir sus lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura, y todos aquellos a que haya lugar.

Observaciones: Estas determinaciones (de referencia) son necesarias ya que en este protocolo la metodología de estimación de los valores de dosis glandular promedio (maniquí y pacientes) se basa en la medida de los rendimientos.



Figura 8. Colocación de la cámara de ionización para la medida de rendimiento. En el caso de los DR debe proteger al detector con una placa de plomo.

10. CAPA HEMIRREDUCTORA (CHR) (pp 21, JCC; NCG)

Objetivo: Verificar que la capa hemirreductora del haz de rayos X sea adecuada y esté en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales.

Criterio de aceptación: $kV/100 + 0.03 \leq CHR \text{ (mm Al)} \leq kV/100 + C1$

(C1 = 0.12 para Mo/Mo; 0.19 para Mo/Rh; 0.22 para Rh/Rh; 0.30 para W/Rh; 0.32 para W/Ag; 0.25 para W/Al).

Material y equipo: Al menos 6 láminas de aluminio tipo 1145 (99.9 % de pureza) con espesor de 0.1 mm, cámara de ionización para mamografía.

Procedimiento:

Recuerde que antes de iniciar a registrar las lecturas con la cámara ésta debe trabajar de manera estable. Habiendo iniciado la prueba, y durante toda su realización, debe conservarse inamovible la geometría del sistema.

13. Colocar el compresor tan cerca como sea posible del tubo de rayos X. Abra todo el campo.
14. Colocar la cámara de ionización en el punto de referencia, a una altura de 4.5 cm por encima del soporte de la mama. En el caso de los DR debe proteger al detector con una placa de plomo.
15. Medir y anotar la distancia foco-cámara (al centro efectivo de ésta).
16. Utilizando el modo manual del equipo se selecciona la combinación blanco/filtro y el valor de tensión empleados en condiciones clínicas para una mama de 4.5 cm de grosor, y un valor de mAs suficiente para obtener una exposición de aproximadamente 1 R, o una intensidad del haz suficiente para que la cámara obtenga una lectura adecuada.
17. Registrar la técnica radiográfica.
18. Manteniendo el campo abierto, realizar tres exposiciones, sin que exista lámina de aluminio entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización. Registrar el valor de cada exposición (I_0).
19. Añadir 0.2 mm de Al entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, colocando el aluminio sobre la placa de compresión. Verificar, con ayuda del campo luminoso del equipo, que el aluminio atenúe completamente el haz que llegará a la cámara.
20. Realizar tres exposiciones y Registrar el valor de cada exposición (I_2).
21. Sucesivamente colocar, una por una, láminas adicionales de aluminio de 0.1 mm entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización (I_i). Registrar la lectura de la cámara en cada ocasión, de tal manera que la lectura sea menor que la mitad de la exposición obtenida en la lectura inicial (sin aluminio).
22. Retirar todas las láminas de aluminio del compresor y hacer tres exposiciones finales (I_0), verificando que el promedio de estas tres lecturas no difiera en más del 2% del promedio de las lecturas iniciales.
23. Hacer una gráfica de $\ln I_i$ vs espesor de Al, ajustar una recta a los valores obtenidos para conocer el valor de la capa hemirreductora.
24. Repetir los puntos 5 a 11, con objeto de obtener los valores de las capas hemirreductoras para las combinaciones blanco/filtro y kV empleados en condiciones clínicas para espesores de mama de 3 cm, 5 cm y 6 cm.

Observaciones: El intervalo de valores indicado en la tolerancia tiene carácter orientativo. El valor de la CHR determinada con la placa del compresor interpuesta en el haz será necesario para calcular la dosis glandular promedio.



Figura 9. Geometría para obtener el valor de la capa hemirreductora, misma que debe permanecer inamovible durante toda la prueba. Observe las placas de Al-1145 sobre el compresor. En el caso de los DR debe proteger al detector con una placa de plomo

11. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO (DGP) (pp 22, JCC; NCG)

Objetivo: Determinar el valor de la dosis glandular promedio impartida en una proyección para distintos espesores de PMMA y verificar que se encuentra por debajo del valor orientativo recomendado. Este protocolo, para simplificar, propone sólo medir espesores de 3, 4.5, 5 y 6 cm.

Criterio de aceptación:

Espesor de PMMA (cm)	DGP aceptable (mGy)
3	< 1.5
4.5	< 2.5
5	< 3.0
6	< 4.5

Material y equipo: No se requiere debido a que las medidas necesarias se adquirieron previamente.

Procedimiento:

Para el cálculo de la DGP con maniquí se deben usar las técnicas radiográficas en las exposiciones realizadas durante la prueba de rendimiento en condiciones clínicas. El valor del kerma en aire en la superficie de entrada de la mama (ESAK) se estima a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como:

$$ESAK = Y(d)P_{It} \left(\frac{d}{d_{DFS}} \right)^2 \quad (7)$$

Siendo:

$Y(d)$: el rendimiento del tubo, expresado en mGy/mAs, medido a la distancia d del foco y en el punto de referencia para las calidades de los haces automáticamente seleccionadas por el CAE en la obtención de las imágenes de los distintos espesores de PMMA .

P_{It} : la carga del tubo expresada en mAs. Su valor es el que aparece indicado tras realizar las exposiciones necesarias para obtener las imágenes de los distintos espesores de PMMA.

d : la distancia del centro de la cámara de ionización al foco del tubo.

d_{DFS} : la distancia entre la superficie de entrada del maniquí y la mancha focal del tubo.

El valor de la DGP se obtiene a partir del ESAK utilizando los coeficientes de conversión obtenidos por Dance, de forma que:

$$DGP = ESAK g c s \quad (8)$$

Donde g , c , s , son coeficientes cuyo valor depende del espesor de mama y de la calidad del haz (en el caso de c), del espesor de mama, de la glandularidad mamaria y de la calidad del haz (en el caso de g) y de la combinación ánodo/filtro en el tubo de rayos X (en el caso de s).

12. FUNCIÓN DE RESPUESTA Y EVALUACIÓN DEL EXPONENTE DEL RUIDO

12.1 Función de respuesta (pp 23, JCC; NCG)

Objetivo: Determinar la relación entre el valor medio del pixel (VMP) y el kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD).

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de correlación (R^2) debe ser mayor que 0.990. Revise como es la respuesta de su receptor de imagen, y en su caso, la forma de linealización correspondiente.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado, lámina de Al tipo 1100 (99.00 % de pureza) de 2 mm de espesor o 4.5 cm de PMMA, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro. En CR, chasis CR para mamografía.

Procedimiento:

Determinación del KAD:

16. Retirar la rejilla antidispersora y el compresor.
17. Colocar a la salida del haz de rayos X una lámina de aluminio 1100 de 2 mm de espesor. Ver figura 10 a).

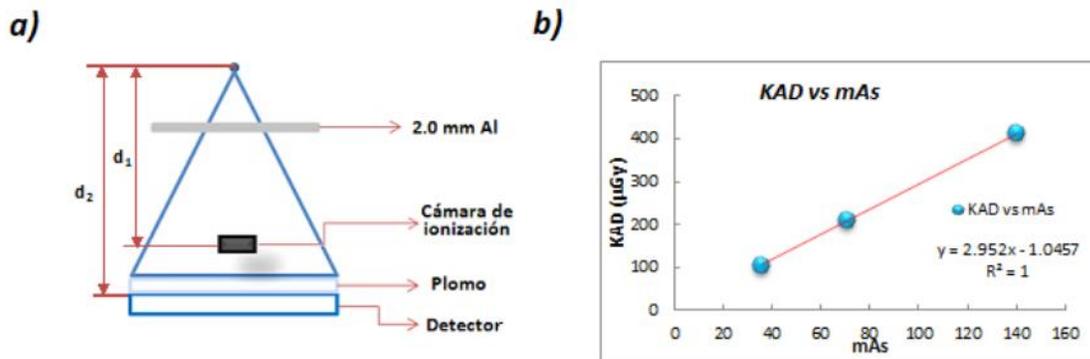


Figura 10. a) Geometría para medir el KAD, para el caso de los mastógrafos tipo DR, es importante proteger el receptor de imagen con plomo. b) Determinación de la relación KAD vs mAs

18. Colocar la cámara de ionización en el punto de referencia y 4.5 cm por encima del detector de imagen.
19. Proteger adecuadamente al receptor de imagen.
20. Realizar 3 exposiciones con el haz de referencia.
21. Obtener el KAD usando las lecturas corregidas (L_c) por todos los factores involucrados, corrigiendo además por la distancia foco-receptor de imagen, de acuerdo con la siguiente expresión:

$$KAD = L_c(d_1) \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 \quad (9)$$

Donde KAD es el kerma en aire a la entrada del receptor de imagen determinado a partir de las lecturas de la cámara de ionización, d_1 es la distancia foco-centro efectivo de la cámara de ionización y d_2 es la distancia foco-receptor de imagen.

22. Realizar medidas de exposición para, al menos, cinco diferentes valores de mAs, que cubran aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente (de 10 – 400 mAs).
23. Graficar los valores de KAD en función del mAs y correspondiente, y realizar el ajuste de regresión lineal. Ver figura 10 b).

Obtención de los VMP:

Retirar la cámara de ionización.

24. Continúe trabajando sin rejilla y sin compresor, y con los 2 mm de Al-1100 a la salida del tubo.
25. Seleccionar una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo y una tensión en el tubo de rayos X de 28 kV (técnica radiográfica de referencia).
26. (Para el caso del CR el chasis que contiene la placa fotoestimulable debe colocarse sobre el soporte de la mama).
27. Obtener cinco imágenes, seleccionando cinco diferentes valores de mAs, que cubran aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente (de 10 – 400 mAs).
28. Con base en la relación que se obtuvo $KAD-mAs$, se obtienen el valor del KAD para cada una de las imágenes.
29. En cada imagen pre-procesada se medirá el valor medio del pixel (VMP) en un ROI de 4 cm^2 cuyo centro esté situado a 6 cm de la pared del tórax sobre la línea media de la imagen.
30. Se grafican los valores de VMP en función del KAD, para el caso de equipos DR la relación es lineal, en el caso de equipos CR es del tipo:

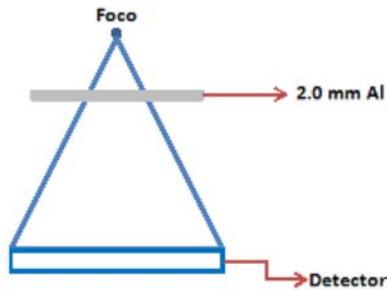
$$VMP = a \ln(KAD) + b \tag{10}$$

31. En el caso de CR, el VMP y la DTP se linealizan de acuerdo con:

$$VMP' = \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right) \tag{11}$$

$$DTP' = \frac{DTP}{a} \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right) \tag{12}$$

a)



b)

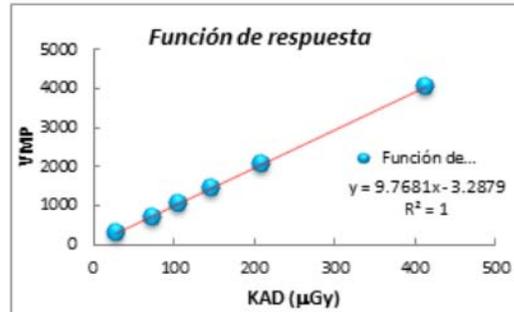


Figura 11. a) Esquema para la adquisición de las imágenes para la determinación de la función de respuesta, b) determinación de la función de respuesta.

12.2 Exponente del ruido (pp 26, JCC)

Objetivo: Verificar que el ruido en el receptor de imagen se deba principalmente al ruido cuántico y no a otras fuentes de ruido. Esta prueba usa la información de la función de respuesta.

Criterio de aceptación: Coeficiente $b \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a(KAD)^b$. Tolerancia de ± 0.05 .

Material y equipo: Se usan los resultados de la función de respuesta.

Procedimiento:

Si es CR, se usan las funciones linealizadas. Si no, todo ya sale lineal.

Utilizando los valores de la DTP (o DTP' en CR) y del KAD obtenidos durante la determinación de la función de respuesta, se grafica DTP (o DTP') en función del KAD. Se realiza un ajuste del tipo:

$$DTP = a KAD^b \quad (13)$$

Observaciones: La contribución más importante al ruido en un detector de rayos X ha de ser la asociada al número finito de fotones de rayos X que alcanza el sistema (ruido cuántico). En el caso de los sistemas de radiografía computada CR el sistema no es lineal con respecto a la dosis y es preciso utilizar los valores de la DTP linealizados ya que son los directamente asociados a las fluctuaciones de los fotones de rayos X incidentes.

REFERENCIAS

Dance DR, et al, *Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol*, Phys Med Biol, 2000; 45: 3225-3240.

American College of Radiology. *Mammography Quality Control Manual*, ACR, 1999.

Sociedad Española de Física Medica – Sociedad Española de Protección Radiológica, *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, Edicomplet, Madrid, 2011.

Sociedad Española de Física Medica, *Protocolo español de control de calidad en mamografía digital*, Apéndice del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión I Edicomplet, Madrid, 2011.

ANEXO 2

Cálculo de las Tolerancias para la RCR

En la prueba 3.2.3.2. Compensación con el espesor y composición de la mama, el objetivo propuesto consiste en verificar que la calidad de las imágenes, evaluada a partir de la relación contraste-ruido (RCR) se mantiene dentro de ciertos márgenes de referencia, independiente de las características de la mama, de acuerdo con la tabla II.I.

Tabla II.I. Valores de la RCR límite para cada espesor de PMMA [PECCR].				
Espesor de PMMA (cm)	3.0	4.5	5.0	6.0
RCR limite (%)	110	103	100	95

La Tolerancia de la RCR para el espesor de 5 cm de PPMA se calcula a partir del espesor umbral del disco de 0.1 mm, valor determinado en la prueba 3.2.7, de acuerdo con la siguiente expresión [PECCR]:

$$\text{(Contraste umbral medido)(RCR medida)} = \text{(contraste umbral límite)(Tolerancia de la RCR)}$$

Dónde:

Contraste umbral medido = espesor umbral del disco de 0.1 mm determinado en la prueba 3.2.7 “calidad de imagen (CDMAM)”.

RCRmedida = valor de la RCR determinado en la prueba 3.2.3.2 para el espesor de 5 cm de PMMA.

Contraste umbral límite = valor límite aceptable del espesor umbral para el disco de 0.1 mm.

Tolerancia de la RCR = Valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm de PMMA, que es el valor a calcular.

Por ejemplo: para el equipo 5 la tolerancia de la RCR para el espesor de 5 cm de PMMA se calcula de la siguiente forma:

$$\text{Contraste umbral medido} = 1.254 \pm 0.154 \mu\text{m}$$

$$\text{RCRmedida} = 7.96$$

$$\text{Contraste umbral límite} = 1.680 \mu\text{m}$$

$$\text{Tolerancia de la RCR} = (\text{RCR medida}) (\text{Contraste umbral medido} / \text{contraste umbral límite}) = 7.96(1.254 \pm 0.154 / 1.680) = 5.94 \pm 0.73$$

A partir de la Tolerancia de la RCR para el espesor de 5 cm de espesor se calculan los valores de tolerancia para las RCR asociadas al resto de espesores, aplicando los porcentajes indicados en la tabla II.I. Por ejemplo, el valor de la Tolerancia de la RCR para 3 cm de espesor se obtiene multiplicando la Tolerancia de la RCR para el espesor de 5 cm por 1.10; el de 4.5 cm se obtendría multiplicando por 1.03 y así sucesivamente. Los niveles de tolerancia, para el equipo 5, quedan de la siguiente manera:

Tabla II.II. Tolerancias de las RCR, para el equipo 5, obtenidas para los maniqués de 30 cm, 45 cm, 50 cm y 60 cm de espesor de PMMA.	
Espesor de PMMA (mm)	Tolerancia de la RCR
30	$(5.94 \pm 0.73) 1.10 = 6.54 \pm 0.80$
45	$(5.94 \pm 0.73) 1.03 = 6.12 \pm 0.75$
50	$(5.94 \pm 0.73) 1.00 = 5.94 \pm 0.73$
60	$(5.94 \pm 0.73) 0.95 = 5.64 \pm 0.69$