

Controles de calidad en dos mamógrafos del Instituto de Oncología Angel

H. Roffo – C.A.B.A – Buenos Aires

Pirchio R¹, Lerman Y², Sánchez H¹, Casal M³

¹Comisión Nacional de Energía Atómica, Av. Libertador 8250, C1429BNP,
C.A.B.A Buenos Aires, Argentina

²Universidad Abierta Interamericana, Av. San Juan 951, C1147AAT, C.A.B.A,
Buenos Aires, Argentina

³Universidad de Buenos Aires, Instituto de Oncología "Ángel H. Roffo", Av. San
Martín 5481 - C1417DTO, C.A.B.A, Buenos Aires, Argentina

E - mail: pirchio@cae.cnea.gov.ar

RESUMEN

La Comisión Nacional de Energía Atómica, CNEA, en el marco del Proyecto de Cooperación Técnica con el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) "ARG/6/013 Implementing a Dosimetric System in Diagnostic Radiology to Minimize Doses Received by Patients" por el bienio 2012-2013, se encuentra realizando cursos y estudios de control de calidad en equipos de mamografía. El objetivo fundamental de dicho proyecto es minimizar la dosis recibida por los pacientes sometidos a estudios de diagnóstico de rayos-X.

Los primeros controles se realizaron en el Instituto de Oncología Angel H. Roffo de la C.A.B.A – Buenos Aires. Los mamógrafos empleados fueron: el digital FujiFilm Amulet y el híbrido General Electric (GE) Senographe DMR, fuera de servicio. Este último se utilizó para poner a punto protocolos y equipamientos.

Para la realización de los controles de equipos de mamografía se siguieron los documentos de OIEA: Technical Reports Series (TRS) N° 457, Technical Document (TECDOC) -1517 y OIEA Human Health Series N° 17.

Entre los controles realizados se mencionan: mecánicos (inspección visual), compresión, espesor de compresión, dosis media glandular para Mo-Mo 28 kV y Mo-Rh 28 kV, rendimiento: repetibilidad y linealidad, capa hemirreductora, exactitud y repetibilidad de voltaje, radiación de fuga y distancia foco – bandeja.

El equipamiento calibrado RADCAL, utilizado para las mediciones, fue provisto por el OIEA como parte del proyecto. Ellos son: lectora, cámara de mamografía, cámara de pérdidas, medidor de voltaje y otros elementos tal como placas de aluminio.

Por otro lado, dosímetros rods TLDs 700 y 200 del Laboratorio de Dosimetría Personal – CNEA, y films de la Facultad de Medicina – Laboratorio de Dosimetría Personal y Protección Radiológica - fueron calibrados en el equipo GE en Mo-Mo para los valores de kerma incidente en aire: 2.28, 4.58, 6.38, 9.15, 10.96, 14.71, y 18.34 mGy. Para ambos TLDs, la respuesta en energía efectiva fue estudiada para: 14.4, 15, 15.4, 15.7 y 16.1 keV.

Esos dosímetros serán distribuidos en centros de mamografía para medir kerma incidente en aire para 28 kV Mo-Mo (modo semi automático) y modo automático.

El equipo GE no pasó el control de rendimiento para Mo-Mo, se detectó movimiento del colimador y la dosis media glandular fue de 0.2 mGy, valor inferior a los 3 mGy de referencia. La dosis media glandular medida en el FujiFilm mamógrafo fue 15 % inferior que los valores mostrados en la consola.

Concluimos que es muy importante controlar el funcionamiento de los mamógrafos. Para controles dosimétricos, la respuesta en energía de los TLDs será usada durante las encuestas de los mamógrafos de Buenos Aires y C.A.B.A utilizando un fantoma de acrílico de 10 x 14 x 0.45 cm³ en modo automático y semiautomático para Mo-Mo 28 keV.

Abstract

National Atomic Energy Commission of Argentina (CNEA) under the Technical Cooperation Project with the International Atomic Energy Agency (IAEA) "ARG/6/013 Implementing a Dosimetric System in Diagnostic Radiology to Minimize Doses Received by Patients" for the biennium 2012-2013, is carrying on courses for physicians, technicians and physicist working on radiodiagnos and studies about quality control in mammography equipment.

The goal of this project is minimizing the dose received by patients who undergo diagnostic studies X-rays.

The first controls were performed at the Institute of Oncology Angel H. Roffo of C.A.B.A – Buenos Aires. The mammographs used were: the digital FujiFilm Amulet and ther hybrid General Electric (GE) Senographe DMR, out of order.

The latter was used to adjust protocols and equipment.

Quality controls of mamography equipments were done according to the following IAEA documents: Technical Reports Series (TRS) N° 457, Technical Document (TECDOC) -1517 and IAEA Human Health Series N° 17.

Among the checks performed are mentioned: mechanical (visual inspection), compression, compression thickness, mean glandular dose for Mo-Mo 28 kV and Mo-Rh 28 kV, repeatability and linearity, half-value layer, accuracy and repeatability voltage, leakage radiation and focus- tray distance.

The Radcal calibrated equipment, used for the measurements was provided by the IAEA as part of the project. They are: reader, chamber for mammography, chamber for leakage, voltage meter and other elements such as aluminum plates.

In addition, dosimeters TLDs rods 700 and 200 of the Personal Dosimetry Laboratory - CNEA, and dosimetry films of the Medical University - Personal Dosimetry Laboratory and Radiological Protection - were calibrated in the GE mammograph in Mo-Mo for the incident air kerma values of 2.28, 4.58, 6.38, 9.15, 10.96, 14.71 and 18.34 mGy. For both TLDs dosemeters, the effective energy response has been studied for: 14.4, 15, 15.4, 15.7 y 16.1 kev.

These dosimeters will be delivered to mammography centers to measure the air incident kerma for 28 kV Mo-Mo (semi automatic mode) and for automatic mode.

The GE mammograph, out of order, did not output test for Mo-Mo, collimator motion was detected, and the average glandular dose was 0.2 mGy, value lower than reference of 3 mGy. The mean glandular dose measured for FujiFilm mammograph was 15% lower than the value showed on the console.

We concluded that is very important to check the performance of mammographs.

For dosimetric checks, energy response of TLDs will be used during surveys of mammographs of Buenos Aires and C.A.B.A using PMMA phantom of 10 x 14 x 0.45 cm³ in automatic and semi automatic mode.

INTRODUCCION

La efectividad de la mamografía en la detección temprana del cancer de mama ha sido estudiada durante muchos años debido a que se aumenta la probabilidad de sobrevivencia del paciente^{13, 14, 15}.

Los principios de radioprotección a radiología diagnóstica implican que las prácticas deben ser justificadas y optimizadas¹. Para mamografía, la optimización significa que la dosis recibida por el paciente debe ser tan baja como sea posible y la calidad de la imagen debe ser la adecuada para el diagnóstico.

La realización de controles de calidad en los mamógrafos es fundamental para lograr dichos objetivos.

Sobre este tema se han dado a conocer varias publicaciones por ejemplo las del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA)^{3, 4, 5, 6}, de la Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM)⁹, de la Organización Europea de Referencia para la calidad asegurada del cribado de mama y Servicios de diagnóstico (EUREF)⁸ y otras.

Todas enfatizan el hecho de realizar controles de calidad en mamógrafos, explican paso a paso cada control y proveen valores de referencia para considerar si la prueba está conforme o no. También explican los pasos a seguir si el resultado no es el adecuado.

En Argentina, el Ministerio de Salud tiene el control de los equipos de rayos X utilizados en medicina. Actualmente los usuarios realizan pocos controles de calidad aunque el interés por este tema mostrado por técnicos, físicos y médicos es importante. También se observa que los centros en general no disponen del equipamiento para realizar los controles ni de la capacitación necesaria, y los protocolos utilizados son los correspondientes a organismos internacionales, a los que nuestro país se encuentra suscripto. En Argentina hay una gran cantidad de mamógrafos híbridos y digitales, y unos pocos de film.

La Comisión Nacional de Energía Atómica está formando parte de un proyecto ARG/6/013 con el IAEA titulado "Implementación de un sistema dosimétrico en Radiología Diagnóstica para minimizar la dosis recibida en pacientes por el bienio 2012-2013. Como parte de dicho proyecto se recibió equipamiento y capacitación, y se convino a cambio realizar controles de calidad en mamógrafos y tomógrafos y dictar cursos de Aseguramiento de Calidad. Entonces se comenzaron a realizar controles en dos equipos del Instituto A. Roffo de la Universidad de Buenos Aires, y se está preparando el control dosimétrico de mamógrafos en Buenos Aires.

Los resultados obtenidos hasta el momento son satisfactorios y durante el 2014 se avanzará con controles de calidad en tomografía.

METODOS Y MATERIALES

Se utilizó un mamógrafo tipo híbrido de General Electric (GE) modelo Senographe DMR. *Las condiciones de funcionamiento del equipo fueron:*

Anodo-filtro molibdeno (Mo)

Filtración 30 μm Mo

Distancia foco-detector 60 cm

Foco fino, tamaño de campo 14x22 cm^2

Se utilizó otro mamógrafo tipo digital FujiFilm modelo Amulet. Las *condiciones de funcionamiento de este equipo fueron:*

Anodo-filtro molibdeno rodio.

Filtración 30 μm Mo

Distancia foco-detector 61 cm.

Foco grueso, tamaño de campo 24x30 cm^2

El equipamiento dosimétrico RADCAL utilizado fue: medidor de voltaje, lectora ACCU PRO, cámara de ionización de volumen activo 6 cm^3 (para mamografía), cámara de ionización de volumen activo 180 cm^3 (para medir fugas). También se utilizó láminas de aluminio de 99.9 % de pureza, nivel, cinta métrica, balanza de baño, placas de PMMA (polimetil metacrilato), placas de poliuretano y placa de plomo.

Se emplearon films dosimétricos Monitoring Agfa de los usados para dosimetría personal y dosímetros termoluminiscentes Harshaw LiF:Mg,Ti (TLD-700) y CaF₂:Dy (TLD-200).

Controles de calidad realizados

1. Parámetros de la inspección visual – verificación de funcionamiento mecánico y eléctrico.

1. El equipo es mecánicamente estable
2. Todos los indicadores y selectores del equipo funcionan
3. Los movimientos se realizan sin dificultad
4. Los microinterruptores trabajan correctamente
5. Existen indicadores de angulación.
6. El receptor de imagen está libre de vibraciones
7. El chasis se desliza suavemente y sin dificultad
8. El chasis queda fijo en cualquier orientación de la bandeja
9. El compresor de mama se encuentra en buen estado
10. El equipo tiene escala de compresión
11. El sistema para liberar la compresión funciona
12. Existe barrera de protección para el operador
13. El equipo tiene conexión a tierra
14. La integridad del sistema de rejilla – receptor es correcta
15. La integridad de la protección facial es correcta

2. Fuerza de Compresión.

Verificar que el sistema de mamografía tiene una adecuada compresión. Se usó una balanza de baño y se comprimió como una mama estándar. Valores de referencia: Exactitud: ± 20 N. La compresión debe ser menor a 300 N.

3. Exactitud en el espesor de compresión.

Comparar el valor del espesor mostrada en pantalla con el de una placa de PMMA de espesor conocido. Se usaron placas de PMMA de espesor 20 45 y 65 mm. Aceptable: espesor en pantalla dentro de ± 8 mm del espesor real. Realizable: espesor en pantalla dentro de ± 5 mm del espesor real

4. Determinación de la distancia foco – imagen.

Evaluar el indicador de distancia fuente-receptor de imagen. Se utilizó una cinta métrica.

5. Radiación de fuga.

Evaluar la radiación de fuga del tubo de rayos X a 1 metro del foco a la máxima carga que pueda soportar el tubo. Mediciones en 3 o 4 puntos a 1 metro del foco utilizando la cámara de 180 cm³. Se cubrió el haz primario con una placa de plomo de 95 x 95 mm² y 5 mm de espesor para medir solamente fuga del cabezal.

6. Rendimiento: repetibilidad y linealidad.

Evaluar la repetibilidad de los valores de kerma en aire para un mAs dado, la linealidad con los mAs y el valor del rendimiento (mGy/mAs). Se utilizó la cámara de mamografía - lectora y se evaluó el rendimiento para 28 kV, Mo-Mo 20 mAs y a 1 metro del foco.

7. Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo (U) (kV).

Comprobar la exactitud y repetibilidad de la tensión, U (kV) aplicada al tubo de rayos X, voltajes entre 24 y 35 kV. Se utilizó el medidor de kV – lectora sin compresor. Para GE se seleccionó el modo semi automático, con lo que el voltaje quedó fijo y se varió la corriente. Para FujiFilm se fijó el voltaje y la corriente en 30 mAs. Se utilizó el medidor de kV, sin compresor.

Tolerancia: Exactitud < 5% y repetibilidad < 2%

9. Filtración y espesor hemirreductor (CHR).

Verificar si la filtración total del haz de rayos X está en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales. Se utilizaron placas de aluminio de espesor 0.1 y 0.2 mm y la cámara de mamografía con la lectora.

10. Dosimetría.

Determinación de la dosis glandular promedio (D_G) en proyección cráneo caudal.

La dosis glandular promedio se obtiene a partir del kerma incidente en aire y los coeficientes de conversión como función de CHR $D_G = c_{D_G, K_i, PMMA} s K_i$ Donde el coeficiente $c_{D_G, K_i, PMMA}$, convierte el kerma en aire sin retrodispersión en dosis glandular promedio y el factor s da una corrección que depende de la combinación blanco/filtro.^{1,4,5}

Los valores de K_i y D_G obtenidos se comparan con los niveles de referencia (orientativos) de radiodiagnóstico ofrecidos por las Normas Básicas de Seguridad (NBS, 1997) y el Colegio Americano de Radiología (ACR), que establecen un valor de referencia en 3 mGy para la D_G por proyección cráneo-caudal, mientras que la Comunidad Europea establece un nivel de referencia en 10 mGy para el kerma en superficie de entrada.

Se utilizó la cámara de mamografía - lectora, posicionada a 45 mm de altura desde el soporte y 40 mm del borde y el fantoma de PMMA que simula la mama standard.

Calibraciones y estudios realizados a TLDs y films

Calibración de portadosímetro con TLDs y calibración de films ^{1,5}.

La calibración de los TLDs y films fueron hechas de acuerdo a recomendaciones en el European Protocol on Dosimetry in Mammography. Se evaluó el K_i como se explicó previamente y luego se colocaron los portadosímetros y films sobre placas de poliuretano de espesor tal que sus puntos de referencia coincidieran con el de la cámara. Los diferentes valores de K_i (para 28 kV Mo-Mo) se obtuvieron variando los mAs. Los dosímetros fueron provistos y leídos por el Laboratorio de Dosimetría de la CNEA.

Dependencia energética de TLDs ¹

Para estudiar esta dependencia, se irradiaron 3 TLDs 200 y 3 del tipo 700 todos recibiendo un kerma incidente en aire de 2 mGy para voltajes entre 24 y 35 kV. Se calcula la energía efectiva a partir de la CHR. Para todo esto se considera que la cámara de mamografía tiene una respuesta en energía plana para 10 - 40 keV. Para los cálculos se siguió la bibliografía de Correa et al⁷.

Verificación de las calibraciones de los TLDs.

Se irradiaron 3 cápsulas conteniendo TLDs 200 y 700 sobre el fantoma de mama en Mo-Mo a 66 cm del foco tamaño campo 24 x 30 cm² con 28, 30 y 32 kV, 100, 50 y 40 mAs respectivamente, recibiendo K_i medido con la cámara de 10.54, 6.61 y 6.46 mGy.

RESULTADOS

Controles de calidad realizados

I - Equipo GE

1. Parámetros de la inspección visual

Respecto a los parámetros de la inspección visual se detectó movimientos del colimador cuando se procedía a disparar el equipo.

Conforme: Si

2. Fuerza de Compresión.

Los resultados de estas pruebas se muestran en la Tabla 1.

	Fuerza de compresión Medida / N	Fuerza de compresión nominal / N	Exactitud / N
Modo Manual	137.2	147.0	9.8
Modo automático	142.1	156.8	14.7

Tabla 1. Resultados de las mediciones de la fuerza de compresión

Conforme: Si

3. Exactitud en el espesor de compresión.

El equipo no dispone de indicador de espesor.

4. Determinación de la distancia foco – imagen.

Para DFI > 60 cm, la distancia medida coincidió con la indicada por el equipo.

Conforme: Si

5. Radiación de fuga.

Los valores de las mediciones fueron inferiores a 0.4 mGy.h^{-1} .

Conforme: Si

6. Rendimiento: repetibilidad y linealidad.

El rendimiento medido fue de $27.35 \mu\text{Gy.mAs}^{-1}$.

Conforme: No

7. Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo.

Los resultados de los cálculos de exactitud y repetibilidad se muestran en la Tabla 2.

Tensión Nominal / U(kV)	Exactitud	Repetibilidad
24	0.3	0.3
26	1.3	
28	1.9	
30	1.2	
35	1.0	

Tabla 2. Diferentes valores de Tensión nominal y su exactitud y repetibilidad para 28 kV

Conforme: Si

Se analizó la dependencia del rendimiento con el voltaje para 20 mAs y los resultados se muestran en Tabla 3.

Tabla 3. Valores de rendimiento a 1 metro en función de la tensión nominal

Tensión Nominal / U(kV)	Rendimiento a 1 m μGymAs^{-1}
25	17.8
26	21.3
28	27.3
30	33.9

Tabla 3. Valores de rendimiento a 1 metro en función de la tensión nominal

9. Filtración y espesor hemirreductor.

Los resultados de los cálculos de la CHR se muestran en la Tabla 4.

Tensión Nominal / U(kV)	CHR / mm Al	Tolerancia
24	0.30	$0.27 \leq \text{CHR} \leq 0.36$
26	0.33	$0.29 \leq \text{CHR} \leq 0.38$
28	0.35	$0.29 \leq \text{CHR} \leq 0.38$
30	0.37	$0.33 \leq \text{CHR} \leq 0.42$
35	0.40	$0.38 \leq \text{CHR} \leq 0.47$

Tabla 4. Capa hemirreductora en función de la tensión nominal y su tolerancia

Conforme: Si

10 – Dosimetría:

Se considera un valor " $C_{DG \text{ Ki PMMA}}$ " de 0.196 para 28 kV, Mo-Mo y CHR de 0.35 mm Al y el "s" es 1. El Ki a 60 cm se obtiene a partir de la lectura de la cámara y es 1.52 mGy, por lo tanto se obtiene una dosis media glandular es 0.30 mGy. Este valor está debajo del valor de referencia de 3 mGy.

Conforme: No

II- Equipo FujiFilm

1 - Parámetros de la inspección visual

Pasó todos.

Conforme: Si

2 – Fuerza de Compresión: En la Tabla 5 se muestran los resultados de las mediciones de la fuerza de compresión.

	Fuerza de compresión Medida / N	Fuerza de compresión nominal / N	Exactitud / N
Modo Manual	58.8	70	11.2
Modo automático	NA	NA	NA

Tabla 5. Resultados de las mediciones de la fuerza de compresión

Conforme: Si

3. Exactitud en el espesor de compresión. En la Tabla 6 se muestran los resultados del espesor de la placa de PMMA y el que lee el equipo, también se calcula la diferencia.

Espesor nominal / mm	Espesor leído / mm	Diferencia / mm
20	20	0
45	43	2
65	63	2

Tabla 6. Valores de espesor de compresión nominal e informado por el equipo y su diferencia.

Conforme: Si

4. Determinación de la distancia foco – imagen (DFI)

El equipo no cuenta con indicador de distancia foco-imagen.

5. Radiación de fuga.

Los valores medidos fueron indistinguibles del fondo.

6. Rendimiento: repetibilidad y linealidad

Se evaluó el rendimiento para 28 kV, Mo-Mo 20 mAs y a 1 metro del foco, dando un valor de $48.2 \mu\text{Gy}\cdot\text{mAs}^{-1}$. En la Figura 1 se observa el rendimiento para diferentes valores de voltaje y para Mo-Mo.

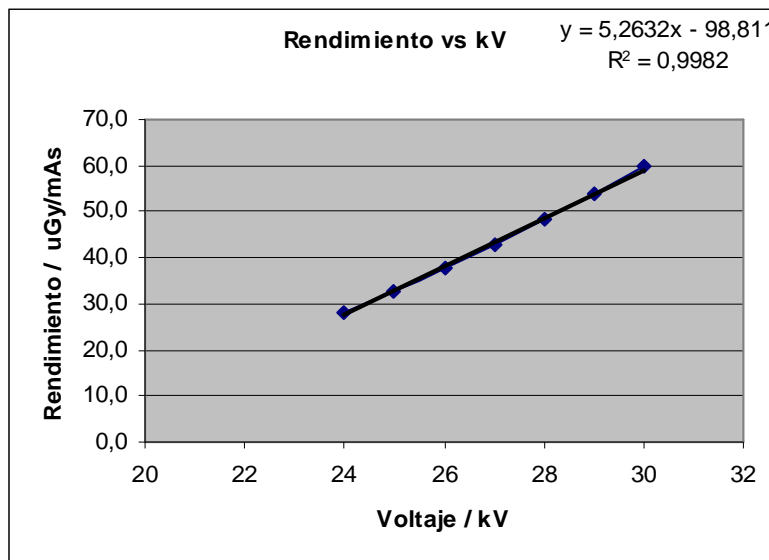


Figura 1. Rendimiento en función del voltaje para Mo-Mo

Conforme: Si

7. Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo

7 -1 Mo-Mo

En la Tabla 7 se muestran los resultados de la exactitud y repetibilidad para diferentes valores de la tensión.

Tensión Nominal / U (kV)	Exactitud	Repetibilidad
24	1.1	0.0
26	1.2	
28	1.2	
30	0.8	
35	0.5	

Tabla 7. Diferentes valores de Tensión nominal, su exactitud y repetibilidad para 28 kV y Mo-Mo

Conforme: Si

7-2 Mo-Rh

Se corrigen las lecturas de voltaje para ajustar a la condición Mo-Rh. En la Tabla 8 se muestran los resultados de la exactitud y repetibilidad para diferentes valores de la tensión.

Tensión Nominal / U(kV)	Exactitud	Repetibilidad
24	2.9	0.0
26	0.2	
28	0.6	
30	0.2	
35	1.5	

Tabla 8. Diferentes valores de Tensión nominal, su exactitud y repetibilidad para 28 kV y Mo-Rh.

Conforme: Si

7-3 W-Rh

Se corrigen las lecturas de voltaje para ajustar a la condición W-Rh. En la Tabla 9 se muestran los resultados de la exactitud y repetibilidad para diferentes valores de la tensión.

Tensión Nominal / U(kV)	Exactitud	Repetibilidad
24	5.8	0.2
26	4.0	
28	5.8	
30	6.4	
35	2.2	

Tabla 9. Diferentes valores de Tensión nominal, su exactitud y repetibilidad para 28 kV y W-Rh

Conforme: No

9. Filtración y espesor hemirreductor:

En la Figura 2 se muestra la configuración usada para la medición de la capa hemirreductora, con la placa de aluminio sobre el compresor y la cámara de mamografía sobre la bandeja.

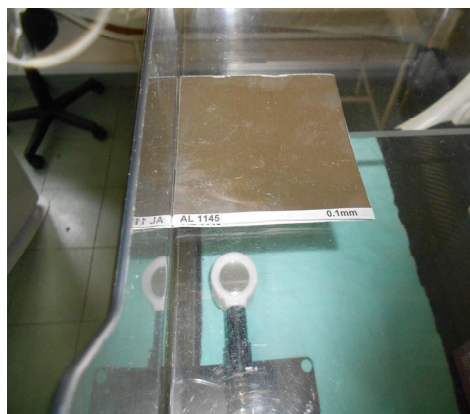


Figura 2. Equipamiento usado en la medición de capa hemirreductora.

En la Tabla 10 se muestran los resultados de las CHR en mm de aluminio para diferentes tensiones nominales y las tolerancias para la combinación Mo-Mo.

Tensión Nominal / U(kV)	CHR / mm Al	Tolerancia
24	0.30	$0.27 \leq \text{CHR} \leq 0.36$
26	0.33	$0.29 \leq \text{CHR} \leq 0.38$
28	0.35	$0.31 \leq \text{CHR} \leq 0.40$
30	0.36	$0.33 \leq \text{CHR} \leq 0.42$

Tabla 10. Capa hemirreductora en función de la tensión nominal y su tolerancia

Conforme: Si

En la Tabla 11 se muestran los resultados de las CHR en mm de aluminio para diferentes tensiones nominales y las tolerancias para la combinación para Mo-Rh.

Tensión Nominal / U(kV)	CHR / mm Al	Tolerancia
24	0.37	$0.27 \leq \text{CHR} \leq 0.41$
26	0.40	$0.29 \leq \text{CHR} \leq 0.45$
28	0.42	$0.31 \leq \text{CHR} \leq 0.47$
30	0.43	$0.33 \leq \text{CHR} \leq 0.49$

Tabla 11. Capa hemirreductora en función de la tensión nominal y su tolerancia

Conforme: Si

10 – Dosimetría:

Se considera un valor " $c_{DG\ Ki\ PMMA}$ " de 0.20 para 28 kV, Mo-Mo y CHR de 0.35 mm Al y el "s" es 1. El Ki a 60 cm se obtiene a partir de la lectura de la cámara resultó de 11.5 mGy, por lo tanto se obtiene una dosis media glandular es 2.30 mGy.

En la consola aparece un valor de dosis media glandular igual a 1.96 mGy. En la Figura 3 se observa un procedimiento de medición de kerma incidente en aire con la cámara y del mAs con el fantoma que simula la mama.

Para Mo-Rh, " $c_{DG\ Ki\ PMMA}$ " no cambia y el "s" es 1.017, Ki es 9.11 mGy y la dosis media glandular es igual a 1.85 mGy.



Figura 3. Medición de Kerma incidente en aire con la cámara de mamografía y obtención del mAs con fantoma de PMMA.

Calibraciones y estudios realizados a TLDs y films

Calibración de portadosímetro con TLDs y de films:

Se construyó la curva de calibración para los TLDs 700 utilizando los resultados de las lecturas de los mismos y de los valores de kerma incidente en aire, esto se observa en la Figura 4. En dicha Figura se muestra el ajuste de los puntos por una función lineal.

En tanto que en la Figura 5 se muestra la curva de calibración para los TLDs 200.

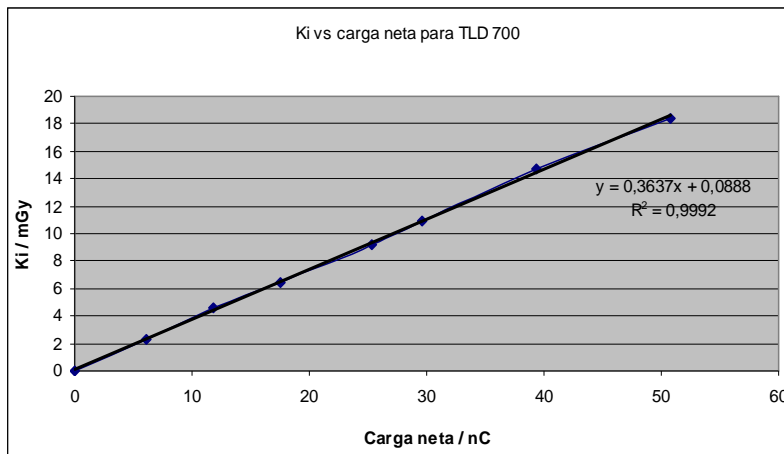


Figura 4. Curva de calibración para TLDs 700: Kerma incidente en aire vs carga neta

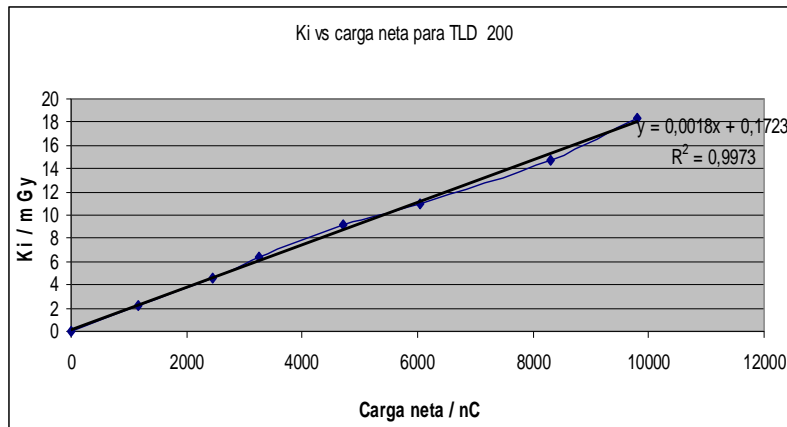


Figura 5. Curva de calibración para TLDs 200: Kerma incidente en aire vs carga neta

Los films Agfa fueron calibrados irradiándolos a determinada K_i y posteriormente fueron leídos obteniéndose la densidad óptica. En la Figura 6 se observa la correspondiente curva de calibración.

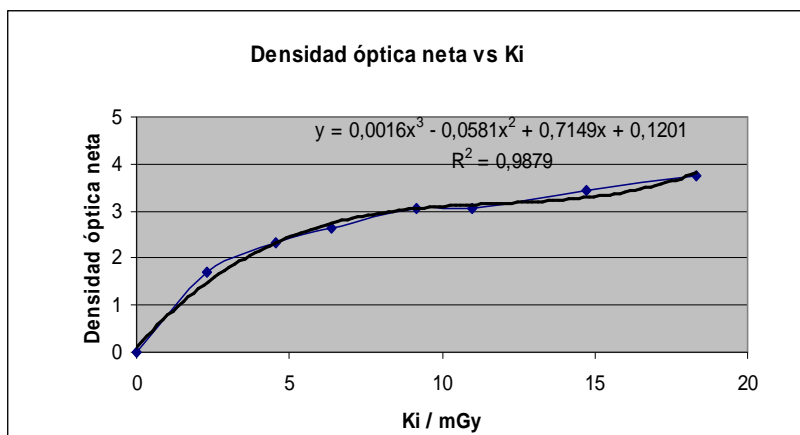


Figura 6. Curva de calibración para films: Kerma incidente en aire vs carga neta

Dependencia energética de TLDs:

Se estudió la dependencia energética de los TLDs 200 y 700. En la Figura 7 se observa como varía la respuesta de los mismos, normalizada a la respuesta de 28 kV, en función de la energía efectiva.

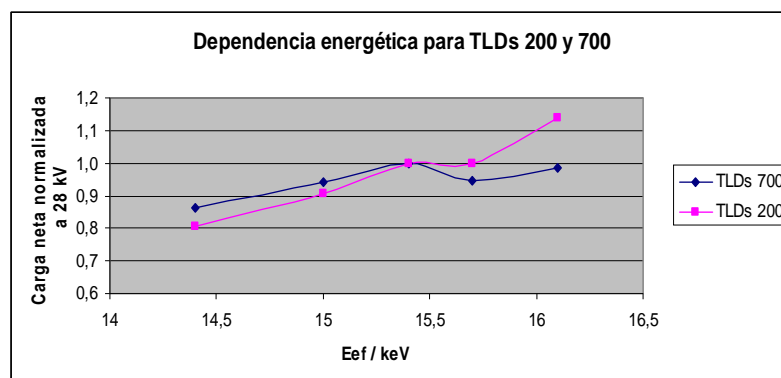


Figura 7. Dependencia energética para TLDs 200 y 700 en el rango de mamografía.

Verificación de las calibraciones de los TLDs

A partir de las curvas de calibración se obtuvieron los siguientes valores de K_i para los TLDs 700: 11.84 7.17 y 6.87 mGy y para los TLDs se obtuvieron los valores de K_i igual a 200 11.51 8.37 y 7.87 mGy.

La dependencia energética en el rango de 14 a 16 keV y normalizada a 28 kV fue: para TLD 700 inferior al 11% y para el TLD 200 inferior al 20%. Incertidumbre estimada en los valores de dosis del 20%.

CONCLUSIONES

Este grupo de trabajo ha adquirido experiencia en ésta área, se familiarizó con los protocolos y los equipos. También interactuó con el ingeniero de servicio técnico del equipo digital, lo cual hizo el trabajo más enriquecedor.

Respecto de las experiencias realizadas con TLD, pudieron obtenerse las siguientes conclusiones:

La respuesta de los TLDs 200 es 2 órdenes de magnitud superior a los TLDs 700.

Se obtuvieron de calibraciones de TLDs y films para 28 kV, y los TLDs así calibrados pueden ser usados en otras energía con la corrección que corresponda según las mediciones realizadas en este trabajo.

Se obtuvieron factores de corrección por energía en el rango de mamografía para TLDs 200 y 700.

En el futuro se estudiará la dependencia en energía de los TLDs y films en el equipo digital.

El objetivo final es distribuir los TLDs y films en centros de C.A.B.A y Buenos Aires con instrucciones precisas de irradiación, para evaluar el kerma en aire incidente y se comparará con los valores de referencia.

Respecto de los controles a los equipos, se adquirió experiencia en la realización de controles básicos fundamentales, y se continuará con controles en las impresoras y monitores, además de concluir con algunos controles pendientes en el equipo digital. Con las pruebas realizadas, se pudo observar que la dosis glandular media se encuentra por debajo de los valores recomendados, lo que podría afectar la calidad de imagen obtenida. Se sabe que en el equipo GE, que está fuera de servicio, el tubo de RX se encuentra agotado, por lo que el rendimiento no llega a

ser el requerido. En cuanto al equipo digital, gracias a los controles realizados, se detectó un error en el indicador de espesor, que se corrigió con el ingeniero de servicio técnico del equipo, ejemplo que demuestra la utilidad de la realización de los controles de calidad. También con el mismo ingeniero se están evaluando las posibles causas de los bajos valores de dosis glandular.

Usando la experiencia adquirida, se ofrecerá el servicio de calibración en forma gratuita a instituciones públicas que lo requieran.

En abril del 2014 se realizará un Taller en mamografía para difundir el conocimiento y entrenar a técnicos/físicos. También se hará una intercomparación de las cámaras de mamografía disponibles en el país.

Se enviarán los equipos a calibrar en un laboratorio acreditado de Brasil, dado que se estuvo trabajando con la calibración de fábrica.

Agradecimiento

Los autores agradecen a la Srita María Soledad Garraza y a la Física Médica Margarita Chevalier del Río.

Bibliografía

¹European Protocol on dosimetry in mammography. Report EUR 16260 (Luxembourg: EC) 1995.

²Brenier J.-P. and Lisbona A. Air Kerma calibration in mammography of thermoluminescence and semiconductor dosimeters against an ionisation chamber. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 80, N 1–3, pp. 239–241 1998.

³IAEA Human Health Series N°2. Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography. IAEA 2009.

⁴IAEA Human Health Series N° 17. Quality Assurance Programme for Digital Mammography. IAEA 2011.

⁵Technical Reports Series N° 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice IAEA 2007.

⁶IAEA-TECDOC-1517 Control de calidad en mamografía. IAEA 1996.

⁷http://www.researchgate.net/publication/257197201_Determination_of_the_Effective_Energy_in_X-rays_Standard_Beams_Mammography_Level/file/3deec5249cbd23c841.pdf.

Último acceso 12 Octubre 2013.

⁸EUREF type test protocol. European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) 2011.

⁹AAPM Report N° 29. Equipment requirements and quality control for mammography. American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics 1990.

¹³The National Cancer Institutes (NCI), (2006) available from: www.cancer.gov, último acceso 12 Octubre 2013.

¹⁴National Breast Cancer Centre (2006, February). Advice about familial aspects of breast cancer and epithelial ovarian cancer. Retrieved from The National Breast Cancer Centre Website, Australia on 8 August 2007 at <http://www.nbcc.org.au/resources/resource.php?code=BOG> Último acceso 12 Octubre 2013.

¹⁵Ministry of Health/New Zealand Health Information Service (2006). Mortality and demographic data 2002 and 2003. p.25. Retrieved from The New Zealand National Screening Unit Website on 6 August 2007 at www.nzhis.govt.nz/publications/mortality.html Ultimo acceso 20 octubre 2013.