



NIVELES DE INTERVENCIÓN EN UN PROGRAMA DE DETECCIÓN PRECOZ DEL CÁNCER DE MAMA Y EVALUACIÓN DE CUATRO UNIDADES PARTICIPANTES

*F. Carrera Magariño, **

S. Velázquez Miranda,

FJ. Manzano Martínez,

J. Sánchez Segovia,

Hospital "Juan Ramón Jiménez"

Ronda Norte s/n 21005

Huelva, España

Resumen

Introducción: se presentan las bases para hacer un análisis costo-beneficio de un programa de detección precoz del cáncer de mama (PDPCM), y en consecuencia las claves para su optimización, desde el punto de vista radiológico. Tomando esto como referencia, se hace un control de calidad exhaustivo de cuatro unidades mamográficas, que estaban participando o eran candidatas a participar en un programa de detección precoz del cáncer de mama, y se presentan los resultados.

Materiales y métodos: se hace una revisión de la literatura para determinar cuáles son los aspectos relevantes a considerar a la hora de garantizar la protección radiológica de las participantes en el programa. Se hace el control de calidad de cada una de las cuatro unidades. Se sigue el protocolo español de control de calidad en mamografía, obteniendo valores para la medida de doce parámetros de interés.

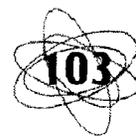
Resultados: se encontraron como niveles de intervención relevantes, en lo relativo a

la protección radiológica, los siguientes items: 1. Dosis promedio glandular por imagen, 2. Número de imágenes por mama, 3. Acceso por edades de las participantes. Por otra parte, se muestran los resultados del control de calidad de las cuatro unidades, y el histograma de las dosis promedio glandulares a 100 participantes atendidas en el mamógrafo que en ese momento soportaba la mayor parte del programa.

Conclusiones: Debería restringirse el acceso al programa a mujeres menores de 45 años, mantenerse la dosis a la mama estándar en torno a 1 mGy/imagen. Debería disponerse en cada unidad de un portacasette de 24 x 30 cms y considerarse la utilización de una sola proyección (LO) por mama. Es necesario implantar, de manera inmediata, programas de garantía de calidad. Por último, se observa que nuestra unidad trabajaba correctamente.

Introducción

La aplicación de las radiaciones ionizantes en el diagnóstico médico siempre debe es-



tar ligada a un análisis coste-beneficio (1), en el sentido de que la utilización de las mismas sólo estará justificada si el beneficio que obtiene el paciente es superior al daño que se le infringe como consecuencia de la dosis que recibe.

Esta consideración cobra una especial importancia cuando a las personas exploradas no puede atribuírseles en rigor el calificativo de pacientes. Esto es lo que sucede con las mujeres participantes en un PDPCM. En este tipo de programas, las mujeres son citadas, siempre que se encuentren en un determinado rango de edad para acudir a un centro médico, en el cual se les abrirá un breve historial y se les realizará una o dos mamografías en cada mama, una en proyección lateral-oblicua y otra en proyección craneo-caudal. Son, por tanto, y en general, mujeres asintomáticas que en la mayoría de las ocasiones no presentarán ninguna patología mamaria. En este sentido, el beneficio entendido como contribución al correcto diagnóstico y tratamiento de su enfermedad, no existe, pues muchas no estarán enfermas.

radiológica en los programas de detección precoz del cáncer de mama no se han resuelto aún...’.

Para nosotros la cuestión es responder a las siguientes preguntas: ¿se convierten en pacientes las mujeres asintomáticas por el hecho de participar en un programa de estas características? ¿cuál es el nivel de dosis aceptable? La probabilidad de presencia de la enfermedad en un individuo determinado, ¿justifica la exploración?

Los datos que se obtienen en la literatura sobre la distribución del riesgo por rangos de edad de las mujeres que acuden a un PDPCM, atendiendo al factor de riesgo recomendado por la CIPR¹, y asumiendo un factor de eficacia de dosis y tasa de dosis¹ igual a dos, y 2 mGy de dosis promedio glandular por exposición y dos proyecciones por mama, teniendo en cuenta el número previsto de participaciones en el programa, se reflejan en la tabla 2. Para la estimación de la tasa de detección, se ha utilizado el valor de la tasa de incidencia media por provincia, en el periodo 1988-1990, y asumiendo un valor genérico de tres por

estas dosis respecto a la recibida por la mama estándar (45 mm de espesor y 50 % tejido glandular). Los resultados se muestran en la tabla 1.

Como puede observarse ambas tablas, un 10.8 % de las mujeres reciben una dosis a cada mama equivalente así recibieran cuatro mamografías por proyección, es decir, 16 mamografías en total, por lo que si estuvieran en el rango de 30 a 34 años, su participación en el programa no estaría justificada.

Obviamente, a pesar de que las mujeres jóvenes tienen las mamas más densas, en ese rango de edad es excepcional que el tamaño de la mama obligue a obtener varias películas por mama, y que la dosis sea tan alta (>8 mGy de dosis promedio glandular por imagen).

Este análisis, sin embargo, da una base para decidir acerca de cuáles deben ser los niveles de intervención, en el sentido que define la CIPR, es decir, qué tipo de acciones deben tomarse para reducir la exposición, o al menos, el riesgo de inversión del balance costo-beneficio. Parece claro que las acciones deben ir encaminadas a limitar, por un lado, el acceso por edades a los programas, algo sometido permanentemente a discusión, y que debe ser debatido por los epidemiólogos y otros especialistas en salud pública, y por otro, la dosis promedio glandular a la mama estándar en cada instalación, algo que entra de lleno en la labor del físico médico.

Con esta base, decidimos analizar cuatro unidades que estaban incluidas o eran candidatas a incluirse en un PDPCM en nuestra comunidad.

Materiales y método

Los mamógrafos eran un DMR (mamógrafo A) y un Senographe 500T (mamógrafo B) de General Electric Medical Systems,

un Philips Mammodiagnost U (mamógrafo C), y un Senographe de CGR (mamógrafo D). Se usaron películas Kodak Min-R y Agfa Curix Mamoray. Los equipos utilizados en los controles de calidad fueron un dosímetro RADCAL 2025 AC con cámara específica para mamografía de 6 cm. Para la medida de las densidades ópticas de las películas se utilizó un densitómetro X-Rite, y un maniquí de láminas de PMMA de Gammex RMI. Se utilizó un sensitómetro X Rite. Para la estimación de la mancha focal se utilizó un patrón de estrella de 0.5° de Gammex RMI, y para la medida de tiempos de exposición, rendimientos, y calidad de haces, un multímetro 4000M+ de Victoreen. La calidad de imagen fue evaluada mediante un maniquí de acreditación Gammex RMI 141 diseñado por el American College of Radiology, y las películas fueron leídas por un radiólogo experto en mamografía.

Resultados

Los resultados se muestran a continuación, donde se ha seguido el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (6) La dosis a la entrada sin retrodispersión (X_{ESE}) está medida para un maniquí equivalente a la mama estándar, y la exposición realizada a la técnica que el operador juzgaba como la apropiada para una mama de ese espesor. La dosis promedio glandular (D_g) era calculada (tabla 10) como el producto entre la dosis a la entrada y la dosis glandular normalizada (D_{gN}), obteniéndose esta última de las tablas existentes en la literatura calculadas por métodos de Montecarlo (7,8). La coincidencia entre campo de luz y de radiación (tabla 13) se midió utilizando monedas para marcar los bordes del campo y de la placa de compresión y dos películas, una en el portachasis y otra en la superficie de apoyo de la mama. La uniformidad del haz de radiación (tabla 9)

UNIDAD	DES (mGy) (*)	Dg (mGy) (**)
A	6	1.18
B	5.45	1.37
C	3.38	0.69
D	10.8	1.95

DES es la dosis a la entra sin retrodispersión.

*Las tolerancias son 7 mGy (CEC, 90; RD 2071/96), 10 mGy (GIM, 94)

**las tolerancias son 1.8 mGy (AAPM, 91), 5 mGy (Pritchard report), 1 mGy en sistemas sin bucky

Tabla 10

UNIDAD	Valor nominal (mm)	Valores medidos (mm)	Tolerancias (mm)
A	0.3	0.4	0.65
B	0.3	0.25	0.65
C	0.6	0.9	1.3
D	0.6	1	1.3

Tolerancias según NEMA para el foco grueso, que es el único que se evalúa.

Tabla 8

UNIDAD	Compensación con el kVp	Compensación con el espesor	Compensación con la tasa
A	si	si	Si
B	no	no	No
C	si	no	-
Toler.	0.2 DO min		

Tabla 3

UNIDAD	Ajuste del posición central del CAE	Reproducibilidad	Incrementos por pasos del selectc
A	0.61	0.02	8%-14%
B	0.61	0.02	1.5%-22.5%
C	0.66	0.045	-
D	-	-	-
Toler.	0.8+VT-1.2+VT	0.05	15%-25%

Tabla 4

UNIDAD	kVp	mAs	CAE	D.O.	Contraste	Ductus	Microcal.	Nódulos	TOTAL
A	27	65	3	0.85	0.19	3.5	3	3	9.5
B	28	116	0	0.69	0.16	4	3	2.5	9.5
C	28	51	-	0.79	0.27	2.5	2.5	1.5	6.5

UNIDAD	Desviación (D.O.)	Tolerancia (D.O.)
A	0.02	0.06
B	0.03	0.08
C	0.12	0.15
D	0.55	0.15

Tabla 9

UNIDAD	Reproducibilidad	Tiempo para estándar (s)
A	0.003	0.87
B	0.006	1.97
C	0.01	0.3
D	0.009	2
Tolerancia	0.1	2

Tabla 6

UNIDAD	Desviación del kVp (%)	Reproducibilidad del kVp	CHR en
A	-4.3	0.007	0.36
B	2.8	0.005	0.48
C	17.4	0.002	0.37
D	6.2	0.01	0.32
Toler.	4	0.02	0.28 <CHR <0.38

Tabla 7

UNIDAD	Rendimiento mGy/mAs	Reproducibilidad	Linealidad
A	1.115	0.001	0.008
B	0.316	0.001	0.006
C	0.608	0.011	0.018
D	4.131	0.016	0.149
Toler.	-	0.05	0.1

Tabla 5

UNIDAD	Factor bucky
A	2.3
B	3.2
C	1.97
D	No
Toler.	3

Tabla 11



KVp	mAs	CAE	D.O.	Contraste	Ductus	Microcal.	Nódulos	TOTAL
20	40	6	0.42	0.04	0	2	0	
	40	9.4	2.33	0.29	3	2	2	
22	60	11.8	1.77	0.33	3.5	3	3	

UNIDAD	Tamaño del haz no registrado (mm)	Desviación de la placa de compresión respecto al borde (mm)	Tolerancia (mm)
A	7	4	6.7
B	5.05	3.25	6.28
C	5	6	5.7
D	-	-	-

Tabla 13

Los resultados de la estimación del tamaño de la mancha focal para el foco grueso se indican en la Tabla 8. Los valores correspondientes a la calidad del haz se muestran en la Tabla 7, y los del tiempo de exposición en la 6. Los resultados del rendimiento aparecen en la Tabla 5.

El control automático de exposición (CAE), valorado como indispensable en este tipo de aplicaciones, se estudio con ayuda del maniquí de PMMA. Los resultados de ajuste y compensación cuando varían espesor, kVp o tamaño de foco se muestran en las Tablas 3 y 4.

La calidad de imagen se evaluó mediante la observación del maniquí Gammex RMI 141, midiendo la D.O. en el punto de referencia, el contraste por la diferencia de D.O. provocada por un disco acrílico de 4 mm de diámetro, y puntuando el número de estructuras visibles en la película observada en un negatoscopio de alto brillo con máscara, de manera que una estructura (nódulos, ductus o grupo de microcalcificaciones) visible completamente suponía 1 punto, parcialmente visible 0.5 puntos, y si

había estructuras artefactantes en posiciones no correspondientes a la posición real de los objetos, se restaba 1 punto. Las puntuaciones y las técnicas usadas aparecen en la Tabla 12, mientras que una comparación entre diversas técnicas se ve en la Tabla 14.

Los resultados se resumen en la Figura 2, en la que se muestra el número de parámetros que cada unidad tiene fuera de tolerancia. En la Figura 1 se muestra un histograma de dosis de las exploraciones realizadas sobre 100 mujeres participantes en nuestro PDPCM.

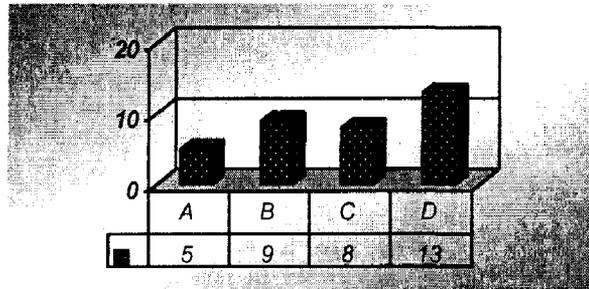


Figura 2

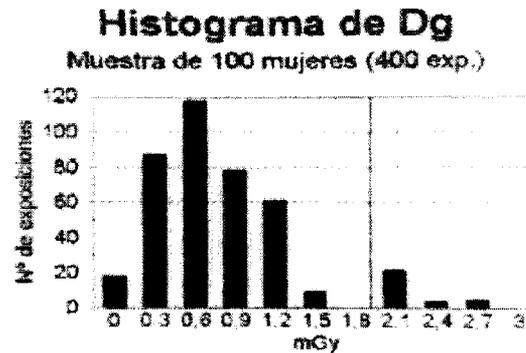


Figura 1

Conclusiones

Debería restringirse el acceso al programa a mujeres menores de 45 años, si no pueden garantizarse dosis glandulares menores de 2 mGy/imagen a la mama estándar, y mantenerse el promedio en torno a 1 mGy/imagen. Debería disponerse en cada unidad de un portacasette de 24 x 30 cms, para reducir la dosis a mamas muy grandes y considerarse la utilización de una sola

proyección (LO) por mama en segunda y sucesivas rondas, con un ligero aumento de D.O. y el consiguiente de la tasa de detección. Es necesario implantar, de manera inmediata, programas de garantía de calidad en este tipo de instalaciones, que garantizasen que unidades como la D nunca participasen en un programa de estas características. Por último, nuestra unidad, a la vista del histograma, trabajaba correctamente (~ 0.6 mGy/imagen para mujeres a partir de 55 años).

Bibliografía

1. ICRP 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Report 60). Ann. ICRP, 21, 1-3 (Pergamon Press, Oxford)
2. Bailar J. "Mammography: a contrary view" *Ann Intern Med* 1976; 84:77-84.
3. Bailar J. "Screening for breast cancer: pros and cons", *Cancer*, 1976; 39:2783-95
4. Moores BM, Henshaw ET. "Radiation protection associated with well women breast cancer screening". *Br. J. Radiol.*, 65: 552-3.
5. NHS BSP, 1992/3 Results from the HHS BSP (NHS BSP, Sheffield, 1993).
6. SEFM, SEPR. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico
7. Wu X, Gingold EL, Barnes GT, Tucker DM. "Normalized Average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography". *Radiology* 1994; 193:83-89.
8. Wu X, Gingold EL, Barnes GT. "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography". *Radiology* 1991; 179:143-148.

