

Análisis de las conclusiones del I Taller de Mamografía Digital. Experiencias en la aplicación del PECCRD2011. ¿Qué debemos cambiar?

Conclusions analysis of the I Workshop on Digital Mammography. Experiences in implementing PECCRD2011. What should we change?

Margarita Chevalier Del Río,¹ Maria Luisa Chapel Gómez,² Manuel Antonio Buades Forner,³ Paula García Castañón,⁴ Santiago Miquélez Alonso,⁵ Ricardo Torres Cabrera⁶

¹ Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Virgen de la Arrixaca. Murcia.

⁴ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital de la Princesa. Madrid.

⁵ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital de Navarra. Pamplona.

⁶ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Rio Hortega. Valladolid.

Fecha de Recepción: 18/05/2015 - Fecha de Aceptación: 28/09/2015

El objetivo del presente trabajo es informar sobre el desarrollo y conclusiones del I Taller de Mamografía Digital. Esta iniciativa se presenta como alternativa a los cursos de formación continuada. Toma como punto de partida la experiencia previa obtenida por los alumnos en las medidas de cuatro items del control de calidad en mamografía digital del protocolo español. El taller se completó con la presentación de temas novedosos (protocolo de la European Federation of Medical Physics, tomosíntesis de mama) y una mesa redonda sobre el papel de los distintos profesionales en los programas de detección precoz de cáncer de mama.

Palabras clave: formación continuada, mamografía digital, control de calidad.

The main aim of this paper is to present the conclusions of the I Workshop on Digital Mammography. The workshop is proposed as a more interactive alternative to the traditional continuous training courses. Its starting point is the previous experience gained by the students from the measurements of four quality control items included in the Spanish protocol. Novelty issues in the field (Mammo Protocol of European Federation of Medical Physics, breast tomosynthesis) were also presented as well as a debate about the role of the different professionals in the breast screening programs.

Key words: continuous training, digital mammography, quality control.

Introducción

Durante los días 1 al 4 de octubre de 2014, se ha desarrollado en Madrid el "I Taller de Mamografía Digital: Experiencias en la aplicación del PECCRD2011. Retos de las nuevas tecnologías de imagen de la mama".

La idea de transformar un curso destinado a la formación continuada de especialistas en un taller surgió al considerar que los contenidos teóricos, en este caso de mamografía digital, son suficientemente conocidos por el colectivo al que van dirigidos. El taller posibilita

la discusión sobre temas relacionados con la práctica diaria de los especialistas así como la puesta en común de estrategias para mejorar dicha práctica.

El taller estuvo centrado en los problemas derivados de la aplicación de las pruebas propuestas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD2011) para los sistemas mamográficos digitales que se abordaron en sesiones teórico/prácticas. Se estructuró en torno a tres aspectos fundamentales: la adecuación de las pruebas de control de calidad, la metodología de medida y su relevancia e impacto en el diagnóstico. Este último aspecto es difícil

* Correspondencia
Email: chevalier@med.ucm.es

de abordar si no se cuenta con “los demás profesionales” implicados en mamografía: radiólogos y técnicos de diagnóstico por imagen (TDI) especialistas en mama. Para contar con su experiencia y opiniones se programó una sesión teórica sobre los objetivos diagnósticos de las mamografías y una mesa redonda que abordó la responsabilidad de cada profesional en el proceso de obtención, interpretación y evaluación de la calidad de las imágenes mamográficas. Se organizaron también sesiones teóricas dedicadas a los fundamentos de la técnica de tomosíntesis digital de mama y se abordó el control de calidad de estos equipamientos en atención a la rapidez con la que esta modalidad está irrumpiendo en la práctica clínica. Finalmente se presentó el protocolo elaborado por el Grupo de Interés de Mamografía de la European Federation of Organizations of Medical Physics (EFOMP).

Debate

Las pruebas de control de calidad

El debate se centró en cuatro pruebas propuestas en el PECCRD2011: funcionamiento del control automático de exposición (CAE); calidad de imagen; dosimetría a pacientes o utilizando PMMA y métricas (MTF, NNPS y DQE). La participación de los inscritos en el curso se organizó en torno a los resultados que tanto alumnos como profesores habían obtenido en la aplicación de estas pruebas en los equipos de mamografía a los que tenían acceso. Los resultados de al menos dos de estas pruebas fueron enviados previamente utilizando unas plantillas diseñadas al efecto. Se recibieron un total de 86 plantillas (2.7 plantillas por alumno). El 36% correspondieron a datos de medidas del CAE, un 33% se referían a medidas de dosis, un 17.4% a medidas de calidad de imagen y un 14% a medidas de las métricas del sistema. Los resultados fueron resumidos y presentados para su debate por cuatro profesores que centraron la discusión sobre los aspectos que habían sido detectados como más controvertidos. A continuación se detallan las conclusiones de las cuatro sesiones.

Control Automático de Exposición (Ricardo Torres, Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid (SACYL))

En esta sesión se produjo un debate muy vivo con intercambio de opiniones por parte de la inmensa mayoría de los participantes. Fue una sesión muy productiva, muy en la línea de lo que deberían ser este tipo de talleres, en donde los profesionales plantean y tratan de resolver las dudas y cuestiones con las que se encuentran en su trabajo diario que pueden servir para

proponer cambios o modificaciones en las versiones futuras de nuestros protocolos

La sesión comenzó con la introducción del cambio de paradigma que había supuesto el paso de la imagen analógica a la imagen digital en lo que se refiere al ajuste del CAE.

En la mamografía analógica el CAE cumplía una función fundamental: conseguir que la densidad óptica de la placa fuera la adecuada para dar una “buena” imagen, es decir que las estructuras y tejidos de la mama estuvieran en la zona lineal de la curva sensitométrica de la película. En estos sistemas, si el CAE se desajustaba o funcionaba mal, las imágenes salían subexpuestas o sobreexpuestas y por tanto no servían para el diagnóstico, obligando a la repetición de la exploración. El CAE era por tanto una herramienta básica del trabajo clínico diario.

En la mamografía digital el CAE pierde esa función. El amplio rango dinámico en el que los detectores digitales responden adecuadamente implica que las imágenes siguen siendo válidas para niveles muy distintos de dosis. Es decir, si el CAE no funciona bien, en la mayor parte de los casos, el técnico en diagnóstico (TSID) no detecta el problema y puede seguir trabajando del modo habitual. Las imágenes no salen subexpuestas si las dosis son muy bajas (tendrán algo más de ruido cuántico) ni sobreexpuestas con dosis muy altas (de hecho, la calidad de imagen será mejor al haber menos ruido).

Por tanto, en los sistemas digitales, la función del CAE debe ser otra. Esa nueva función otorgada es la de conservar los parámetros de calidad de imagen dentro de unos márgenes establecidos, y la de mantener los valores de dosis a la mama en valores aceptables. Es de destacar que en analógico el CAE mantenía constante la dosis en la película para conseguir una densidad óptica constante independientemente de las características de la mama (glandularidad, espesor, etc.). En digital, si se mantiene constante la señal al detector, la calidad de imagen se degrada al aumentar el espesor de la mama.

Entonces, ¿cómo debe funcionar el CAE en los sistemas digitales? La primera aproximación, ya indicada, sería la de mantener invariable la señal al detector pero eso degrada la calidad de imagen. Una segunda alternativa sería tratar de mantener constante la relación señal ruido (RSR). En los protocolos europeos (y en el español, que sigue las mismas fuentes) se va un paso más allá y se propone mantener constante la relación entre el contraste y el ruido (RCR). El argumento a favor de esta opción sería que, a priori, se detectarían los mismos objetos o masas en una imagen independientemente del espesor de la mama.

Sin embargo esta última alternativa conlleva un problema evidente. Para reducir el ruido a valores razonables y que se detecten los mismos contrastes, las dosis para mamas gruesas se disparan, superando los valores

Tabla 1. Relación de equipos utilizados en las medidas enviadas al taller.

Tipo detector	Fabricante	Nº de equipos
CR	Fuji Profect CS	3
	Konica Regius 190	2
DR	Fuji Amulet	1
	GE Senographe 2000 D	1
	GE Senographe DS	1
	GE Senographe Essential	9
	Hologic Selenia Dimensions	2
	Hologic Selenia Mo	2
	Hologic Selenia W	6
	IRE GIOTTO IMAGE SD	1
	Siemens MAMMOMAT INSPIRATION	1

de tolerancia de dosis. Una posible solución es la propuesta en el Protocolo Español, permitiendo valores de RCR algo menores para mamas gruesas y algo mayores para las mamas de menor espesor. En definitiva una relación lineal con pendiente negativa y que pivota en torno a un valor de relación contraste ruido límite definido para un espesor de 5 cm de mama. Ese valor límite o tolerancia se obtiene a partir del valor del espesor umbral del disco de 0.1 mm de diámetro determinado en la prueba de evaluación de la calidad de imagen.

La pregunta que hay que hacerse entonces es si los sistemas que están funcionando actualmente se adaptan bien a esta solución. Al taller se presentaron datos de 29 equipos distintos de mamografía digital. En la tabla 1 se da una relación de las marcas y modelos analizados y el número de cada uno de ellos.

En los datos presentados se observa que en general la pendiente de la curva de la RCR es mucho más negativa en el tramo correspondiente a los espesores inferiores a 5 cm que la que siguen las tolerancias propuestas en el Protocolo Español (véase la fig. 1). También se observa que, en la inmensa mayoría de los casos, los equipos tienen problemas para mantener los valores de la RCR dentro de tolerancias para espesores de PMMA por encima de 5 cm. En los equipos con una alta calidad de imagen (sistemas DR en general) este problema se resuelve cuando el valor límite de RCR para 5 cm de espesor de PMMA se fija a partir de los resultados de la calidad de imagen tal y como indica el PECCRD. Sin embargo, en los sistemas CR existen más dificultades para alcanzar una calidad de imagen aceptable y no suele conseguirse que la RCR esté dentro de tolerancias para espesores altos de mama. En definitiva, la medida de la compensación del CAE con el espesor de la mama proporciona valores que son aceptables para los equipos con alta calidad de imagen y valores inaceptables para los sistemas de calidad de imagen más pobre. Podría pensarse que esta prueba es una medida dirigida a determinar la eficiencia del detector en lugar de lo bien o mal que compense el CAE con el espesor.

A partir de la presentación de estos resultados, se estableció un debate muy interesante con diversas propuestas y posiciones encontradas sin que se llegara finalmente a una solución de consenso. Algunas de las

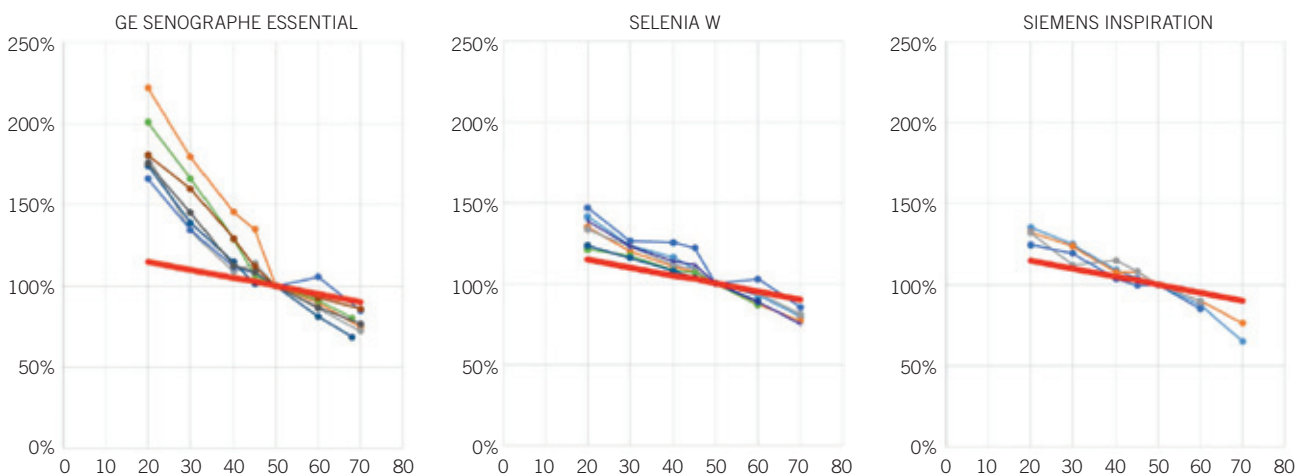


Fig. 1. Gráficas de la relación contraste-ruido (RCR) en función del espesor de PMMA obtenidos con varios mamógrafos digitales directos (DR) de tres fabricantes. La línea roja representa los valores aceptables de la RCR incluidos en el PECCRD.

hipótesis más interesantes consistieron en la propuesta, por ejemplo, de limitar el porcentaje de variación de la RCR (podría ser un 5%) para espesores consecutivos de PMMA. Otras propuestas incluían aligerar la medida de este parámetro planteando como medida de la compensación del CAE la idea original de mantener estable la señal (o el índice de exposición) con el espesor, tal y como se hacía con la película, a pesar de la pérdida de calidad de imagen que podría suponer para las mamas más gruesas.

Además de lo anteriormente expuesto, otra tema que se discutió y quedó patente es que no es necesario utilizar planchas de PMMA del tamaño del detector para la evaluación del CAE sino que es suficiente con tapar la parte activa del detector que sirve de control automático siendo imprescindible para ello conocer muy bien cómo funciona el mismo.

Métricas (MTF, NNPS y DQE) (Manuel Buades, Radiofísico Adjunto Hospital Universitario Virgen de la Arreixaca, Murcia)

Durante esta sesión se revisaron las diferentes pruebas propuestas en nuestro protocolo para verificar el correcto funcionamiento del detector digital de imagen. Se hizo particular hincapié en aquellos aspectos que la práctica ha señalado como más problemáticos en su aplicación. Asimismo, parte del tiempo del taller se empleó en mostrar cómo pueden evaluarse las funciones MTF, NNPS y DQE mediante el uso de software libre y en correlacionar estas métricas físicas con la calidad técnica de la imagen determinada utilizando por ejemplo maniqués del tipo contraste-detalle. El hecho de que hubiera una baja participación previa en este área (sólo 6 de 30 asistentes enviaron resultados) parece sugerir que estas pruebas no se hacen habitualmente en los controles de los mamógrafos digitales, posiblemente debido al desconocimiento de los programas informáticos necesarios y/o a que no se dispone del material necesario para realizarlas. Sin embargo, esta respuesta se vio compensada por el enorme interés y participación presentes durante el desarrollo de las sesiones prácticas, donde quedó patente la posibilidad de realizar estos controles en un entorno clínico.

Durante la sesión se manejaron datos de 16 equipos con un claro predominio de los sistemas DR frente a CR y, en particular, solo los datos de 2 modelos de mamógrafos (Hologic Selenia y Siemens Mammomat Inspiration) alcanzaron suficiente estadística para mostrar sus comportamientos típicos.

Uno de los primeros puntos conflictivos a la hora de realizar estas medidas es la dificultad de obtener imágenes preprocesadas. El proceso de obtención y exportación de estas imágenes es dependiente de fabricante y modelo e, incluso, se constató que diferentes profesionales teníamos habilitados procedimientos

distintos para el mismo equipo. Resulta imprescindible la colaboración de los servicios técnicos y fabricantes para facilitar el procedimiento adecuado. En aquellas ocasiones en las que es difícil asegurar que estamos ante imágenes realmente preprocesadas, la MTF resulta de utilidad porque la forma de la curva es muy sensible a cualquier tipo de procesado aplicado a las imágenes.

Otro tema de debate fueron las tolerancias sobre el ajuste de las relaciones entre el valor medio de píxel y la varianza frente al kerma a la entrada del detector (función de respuesta y ruido). Los datos aportados muestran variaciones en los parámetros de ajuste superiores al 20% entre distintos equipos del mismo modelo o entre distintas fechas para el mismo equipo.

Parece pues aconsejable definir de manera más rigurosa la metodología si queremos que los resultados de estos controles sean significativos para indicarnos desviaciones en el funcionamiento del detector, aunque realmente no conocemos todavía cómo afectan estos cambios a la calidad de imagen de las mamografías y si las tolerancias establecidas actualmente del 10% son adecuadas. Los datos recogidos en este taller sugieren que son demasiado restrictivas en las condiciones de medida actuales, pero es necesario obtener una muestra mayor antes de proponer modificaciones.

A la hora de extender el uso del análisis de Fourier se vio que una limitación práctica era la falta de tolerancias para estas funciones por parte de los fabricantes así como el hecho de que tampoco estuvieran establecidas estas tolerancias en protocolos internacionales de control de calidad. Esto condiciona la definición de un valor de referencia para cada modelo de mamógrafo, aunque se pueden encontrar valores típicos con los que comparar nuestras medidas en distintos artículos de la literatura, en particular en los informes que publica el programa británico de detección precoz de cáncer de mama (NHSBSP).

En definitiva, la sesión permitió plantear, comentar y discutir los problemas, dudas y preguntas a los que nos enfrentamos en la práctica diaria.

Calidad de Imagen (Santiago Miquélez, Radiofísico Adjunto, Hospital Clínico de Navarra)

Los datos aportados por los participantes en las pruebas de la calidad de imagen fueron escasos y muy dispersos en cuanto al maniqué utilizado y parámetro evaluado. No fue posible extraer conclusiones derivadas del análisis de los datos enviados y, por este motivo, la primera parte de la charla se centro en discutir la propuesta del protocolo de control de calidad elaborado por la EFOMP en relación con la evaluación de la calidad de imagen. Esta propuesta incide en la necesidad de establecer una figura de mérito con suficiente poder de predicción para vincularla con un

análisis objetivo de la calidad de imagen. La figura elegida puede ser

$$\frac{RCR^2}{DGM} \quad (1)$$

En la segunda parte se debatió sobre las ventajas y desventajas de utilizar el maniquí CDMAM y el software de análisis automático distribuido por EUREF. Una vez hechas las prácticas de calidad de imagen, se reforzó la idea de que este maniquí y su análisis constituyen una herramienta poderosa para la evaluación de la calidad en mamografía digital. No obstante presenta varios inconvenientes: el precio elevado del maniquí, la falta de reproducibilidad en su fabricación que hace difícil la comparación entre distintas unidades y el hecho de no tener ruido anatómico como en una imagen mamográfica real.

Como conclusión cabe indicar que el análisis de las imágenes de maniquíes mediante modelos de observador permite avanzar en el establecimiento de índices de calidad modulados tanto por la respuesta del observador humano como por las características intrínsecas del sistema de imagen. Uno de los modelos que ofrece la posibilidad de tener en cuenta contraste y ruido además de la respuesta visual humana es el modelo NPWE (Non Prewhitening Eyed Filter). Aplicando este modelo, y utilizando el maniquí CDMAM, es posible obtener índices de detectabilidad que tienen en cuenta la RCR, NNPS, MTF, respuesta visual del observador humano y características del objeto. De la facilidad de obtener los valores de los parámetros anteriores se desprende la facilidad de calcular el índice de detectabilidad para distintos diámetros de los discos del CDMAM.

Dosimetría (Paula García Castañón. Radiofísico Adjunto del Hospital de la Princesa (Madrid))

En este primer taller de mamografía se analizaron diferentes aspectos y posibles dificultades encontradas en la dosimetría a pacientes en mamografía digital 2D, evaluando para ello todos los aspectos que pueden influir en la dosis glandular promedio (DGM): detector de imagen, calidad del haz, espesor y composición de la mama, determinación del HVL y el Kerma en aire en la superficie de entrada y el propósito del equipo (cribado y/o diagnóstico).

Se analizaron el total de las 30 plantillas recibidas de las cuales 5 correspondían a equipos analógicos con sistema de radiografía computarizada (CR) y 25 a equipos digitales directos. El espesor de mama promedio de todas las muestras enviadas fue de 5 ± 2 cm.

Se analizó la influencia del tipo de detector en la DGM obteniéndose para la mama estándar un valor de 1.5 ± 0.6 mGy en el caso de los detectores del tipo DR

y de 1.6 ± 0.4 mGy para los del tipo CR. Dada la escasa muestra de datos en los equipos de CR, fue imposible demostrar, tal y como sugieren muchas publicaciones, que las dosis glandulares recibidas por las pacientes en estos equipos son mayores para una relación contraste ruido aceptable. A este respecto, hay que señalar que el PECCRD incluye la prueba de "Ajuste del CAE" que marca tolerancias que han de cumplirse conjuntamente para el valor de dosis y la calidad de imagen.

Se comparó el promedio de DGM para equipos de cribado y de diagnóstico, obteniendo diferencias de hasta un 11% siendo más baja para el equipo dedicado a cribado, pero no fueron concluyentes puesto que el promedio de espesores para los equipos de cribado fue un 25% más bajo.

En cuanto a la variación de la dosis frente al espesor de la mama, se analizaron en primer lugar los espesores promedio de cada una de las muestras recogidas. El 55% de las mismas presentaban espesores entorno a la mama estándar (entre 4 y 6 cm) tal y como recomiendan algunos autores, mientras que el resto presentaban muestras más heterogéneas. De los datos recabados no fue posible establecer una correlación entre espesor promedio y dosis glandular promedio, probablemente debido a que la mayoría de las muestras no contenían un número suficiente de pacientes. Además, la edad de las pacientes no estaba incluida en la plantilla, con lo que la falta de correlación puede deberse también a diferencias de glandularidad en las mamas incluidas en las muestras.

La combinación ánodo/filtro elegida por los equipos estudiados para el espesor de mama estándar fue mayoritariamente W/Rh (35% equipos) seguida de Rh/Rh. Dada la escasa muestra de equipos con Mo/Mo fue imposible demostrar, tal y como sugieren diversas publicaciones, que la dosis para dicha combinación es mayor que para el resto.

Otro parámetro fundamental para el cual se evaluó su influencia en la DGM es la determinación del rendimiento de los equipos. El primer aspecto a estudiar ha sido la concordancia entre los valores medidos por los participantes y los interpolados mediante el método paramétrico de Robson. En todos los casos el error cometido con la interpolación fue inferior al 9.2% establecido por Robson como máximo error del método en la evaluación del rendimiento del equipo.

Se valoraron diferencias en los rendimientos para equipos de una misma marca y modelo en el rango de 26 a 34 kVp. En los equipos Hologic Selenia, la máxima diferencia correspondió a 31 kVp y fue de un 30.5%. Las mayores diferencias encontradas correspondieron al único equipo cuyos rendimientos fueron medidos con cámara de ionización, con valores significativamente más altos que el resto de equipos en todo el rango de tensión. El resto de participantes utilizaron detector de estado sólido de tres marcas/modelos diferentes y

las diferencias encontradas entre ellos no fueron en ningún caso significativas. En el caso de los equipos de General Electric Senographe Essential, la diferencia máxima encontrada fue un 33% y para los Siemens Mammomat Inspiration un 15%. En ninguno de los dos casos se registraron diferencias significativas entre distintos dosímetros.

La medida de la capa hemirreductora (HVL) también es crucial en la determinación de la dosis glandular promedio. El valor de la misma puede ser también estimado por interpolación mediante el método Robson a partir de un número reducido de medidas. El error máximo cometido con la interpolación en las medidas de los participantes fue de un 4%, que concuerda con el 3.5% propuesto por el propio autor del método. Se evaluaron también los valores de HVL interpolados en el rango de 26 a 34 kVp para equipos de una misma marca y modelo, y los intervalos fueron en los tres casos muy similares: 11.9%, 12.6% y 12.7% para Hologic, GE y Siemens respectivamente. No se hallaron en ningún caso diferencias significativas entre dosímetros, lo que inclina a pensar que las diferencias se deben más al procedimiento y condiciones de medida.

Otro aspecto debatido en el taller fueron los indicadores de dosis a la paciente que incorporan los equipos, estimaciones tanto de la dosis en la superficie de entrada (DSE o KASE) como de la DGM. Se evaluaron dichos indicadores frente a los valores calculados de DGM en pacientes, con diferencias de hasta un 41% en DGM y de un 13% en KASE. Las diferencias pueden deberse a valores distintos de los rendimientos incluidos en las tablas de cálculo internas de los equipos (KASE) y, por otro, a los factores de conversión de Kerma a DGM utilizados (en unos casos c, g y s, en otros DgN) así como a la glandularidad considerada en los cálculos internos que en muchos casos se reduce al 50%.

Para terminar este debate de dosimetría del taller, se calcularon los promedios y los percentiles 75 y 95 de DGM considerando todos los centros/equipos, en primer lugar para todas las pacientes incluidas y después para la mama estándar. Los resultados fueron muy similares, con un valor promedio de 1.53 ± 0.53 mGy para todas las pacientes consideradas y de 1.6 ± 0.6 mGy para la mama estándar. Los valores del percentil 75 fueron de 1.8 mGy en ambos casos y los del percentil 95, sugerido en diversas publicaciones como el valor adecuado para el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos (NRD), fueron de 2.2 mGy y 2.7 mGy.

De todas formas, en cuanto al establecimiento de NRD a nivel local o nacional, se concluyó que la muestra recogida durante el taller fue escasa y heterogénea para este fin, con lo que habría que establecer criterios más estrictos en la recogida de datos a pacientes para posibles sucesivas ediciones del taller de cara a ser utilizados con este propósito.

La metodología de medida

La metodología de medida constituye la esencia de la aplicación de cualquier protocolo. Sin embargo, el PECCRD está planteado desde sus inicios como un compendio de las pruebas de control de calidad que hay que llevar a cabo y no incluye una descripción de cómo hacer las medidas. En algunos casos se dan aclaraciones pero nunca con el detalle necesario.

Durante el Taller, la discusión sobre los procedimientos de medida tuvo lugar en cuatro unidades de mama equipadas con mamógrafos digitales de panel plano en diferentes centros, que fueron facilitadas con la ayuda de las casas comerciales y se contó con la instrumentación suministrada gracias a los profesores del Taller. Se debatió la metodología de medida de las cuatro pruebas propuestas a los alumnos en cuatro sesiones prácticas que se celebraron siempre antes de las sesiones de discusión y que fueron impartidas por dos profesores por cada equipo disponible para dinamizar el debate.

Estas sesiones fueron muy bien acogidas por todos los participantes en el taller.

Mesa redonda

El título que se propuso de la mesa redonda fue: “El control de calidad de los aspectos técnicos en los Programas de detección precoz de cáncer de mama y su contribución al éxito del programa”.

El debate se planteó en los siguientes términos:

“Todos los Programas de Cribado de mama (poblacionales o no) se hacen eco de las recomendaciones de las sociedades científicas y de la Comunidad Europea, y establecen la necesidad de hacer controles de calidad periódicos de los aspectos físicos y técnicos de los equipos de mamografía. Estos controles de calidad tienen como objetivo inicial (durante las pruebas de aceptación) verificar que el sistema de imagen cumple con los requisitos exigidos para el examen mamográfico. Posteriormente, en los controles rutinarios, el objetivo es garantizar la constancia en el tiempo de la calidad de imagen y de las dosis impartidas con respecto a los datos obtenidos en las pruebas de aceptación del equipo”.

Con esta recomendación coinciden todos los profesionales implicados. Si esto es así, cabe preguntarse:

- ¿Se ve la necesidad y se demandan estas revisiones periódicas?
- Cuando se detecta un problema ¿A quién se comunica? ¿Qué se valora más la opinión del Técnico de soporte de la casa comercial o la del radiofísico?
- ¿Por qué hay falta de interacción entre todos los profesionales?



Fig. 2. Participantes en la mesa redonda (de izquierda a derecha): Gisella Gennaro (Coordinadora del Control de Calidad de los programas de *screening* de la región de Padua), Begoña Ballesteros (TEDI. Unidad de Mama del Hospital de la Princesa (Programa de detección precoz de cáncer de mama de la Comunidad de Madrid)), Marisa España (Radiofísica. Jefa del Servicio de Protección Radiológica del Hospital de la Princesa (Programa de detección precoz de cáncer de mama de la Comunidad de Madrid)), Mariola de la Vega (Gestora del Programa de detección precoz de cáncer de mama de la comunidad canaria), Joaquin Mosquera (Radiólogo. Radiólogo Responsable del Programa de detección precoz de cáncer de mama de la comunidad gallega).

- ¿Hay que exigir una formación específica a todos los implicados radiólogos, TEID, radiofísicos y gestores?

En la mesa había representantes de todos los profesionales implicados en los programas: una gestora, un radiólogo, un TEDI, un radiofísico y un físico-médico responsable del control de calidad de un programa italiano (véase la fig. 2). Todos los participantes están involucrados en programas de cribado *poblacionales* con diferencias en la forma en la que están estructurados si bien todos dependen de la Consejería de Sanidad de la correspondiente autonomía. Las dos modalidades diferenciadas representadas fueron: a) el programa de cribado es propietario del equipamiento, gestiona el control de calidad. Los radiólogos que leen las mamografías así como las TEDI pertenecen al programa. b) el programa de cribado no es propietario del equipamiento y tiene conciertos con asociaciones y entidades privadas que son las propietarias de los equipos. Esto hace que tanto los radiólogos como la gestión del control de calidad dependan de esas entidades. Existe una supervisión global periódica por parte de la Consejería a través de inspecciones y recogida de datos.

Multidisciplinariedad

El objetivo que se persiguió con la participación de radiólogos y TEDI fue poner de relieve la importancia de la visión y el conocimiento de otros profesionales que trabajan en mamografía en la comprensión de los



Fig. 3. Portada del Protocolo de Mamografía elaborado por el Grupo de Trabajo de Mamo de la European Federation of Medical Physics (EFOMP) (<http://www.efomp.org/index.php/scientific-guidance-and-protocols>).

objetivos que se persiguen con esta técnica diagnóstica. Es igualmente importante conocer los problemas asociados desde esas perspectivas diferentes. Esto se llevó a cabo tanto a través de una sesión teórica como de la mesa redonda que cerró el taller. A este respecto, la conclusión de esta mesa fue poner de relieve que son, esa visión y conocimientos distintos de todos los implicados, los que abren la puerta que nos adentra a profundizar e innovar en las actividades de todos y especialmente en las del radiofísico en el área del radiodiagnóstico. Al mismo tiempo aleja de entender la actividad de este profesional como una mera repetición de medidas que normalmente aportan poco al desarrollo profesional y contribuyen mucho a que el radiofísico sea visto como una figura molesta que interrumpe y “estropea”. Mucho peor es la idea expresada por algunos residentes durante el debate de esa mesa redonda que concibe ese conjunto de tareas como una actividad aburrida que se relega a los residentes debido a que nadie tiene interés en ella. La interacción entre todos los profesionales debe entenderse pues como una actividad habitual que debe aprenderse en la etapa de residencia.

Nuevas tecnologías

Parte de las sesiones teóricas del taller estuvieron orientadas a explicar los fundamentos físicos de la tomosíntesis de mama y sus ventajas desde el punto de vista del diagnóstico. Estuvieron a cargo de radiofísicos y radiólogos. También se describieron ensayos de pruebas de control de calidad para esta técnica así como la metodología para obtener los valores de dosis. Como es bien sabido, las dosis que se imparten con esta moda-

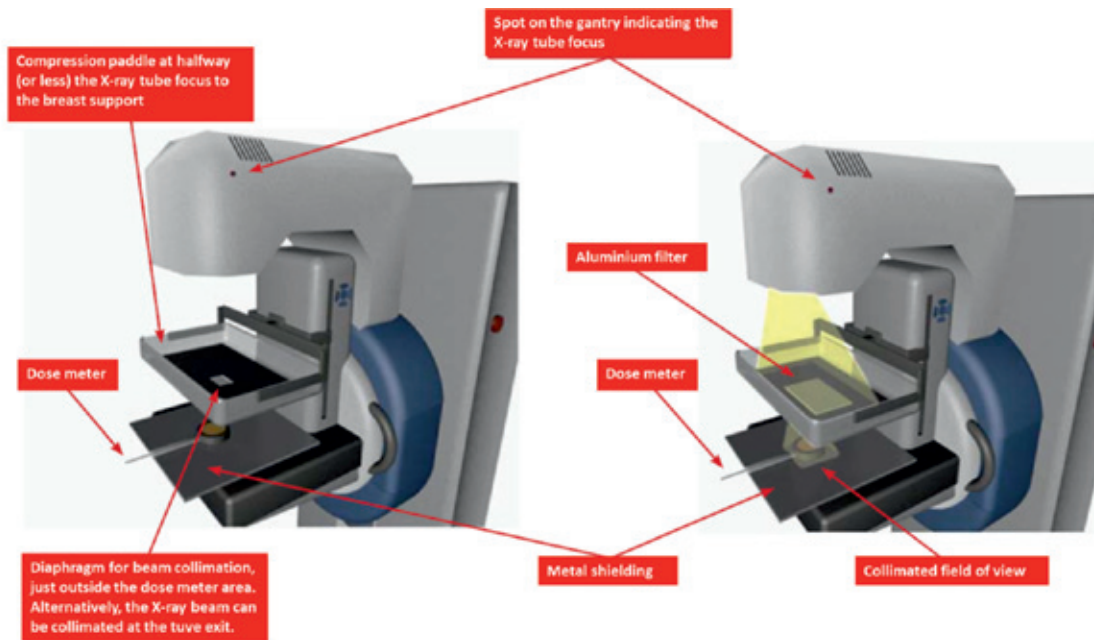


Fig. 4. Esquema del procedimiento de medida de la capa hemirreductora propuesto en el Protocolo de Mamografía elaborado por la EFOMP.

idad son el aspecto más crítico de cara a introducir la tomosíntesis en programas poblacionales de detección precoz de cáncer de mama.

Protocolo de mamografía de la EFOMP

Por último la presentación del protocolo corrió a cargo de Gisella Gennaro que es la Coordinadora del Grupo de Trabajo de Mamografía de la EFOMP. Este protocolo (véase la fig. 3), en cuya elaboración ha participado la SEFM, está estructurado en cuatro capítulos

dedicados al control de calidad del tubo de rayos X, del CAE, del detector y de la calidad de imagen. La filosofía seguida en este protocolo ha sido la de simplificar al máximo las pruebas y describir detalladamente el procedimiento de medida a seguir en cada caso. En la figura 4 se muestra un ejemplo aplicado a la medida de la capa hemirreductora.

El documento ha pasado la fase de consulta entre los miembros de todas las sociedades federadas en EFOMP y se están analizando los comentarios enviados para proceder a la incorporación de los mismos.

imagine



...el doble de láminas al doble de velocidad



Con Agility™, esto es realidad.

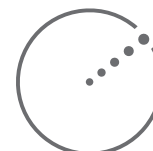
El MLC más avanzado para la radioterapia actual, Elekta Agility esculpe con precisión la radiación gracias a 160 láminas de gran resolución en un campo de 40 cm × 40 cm. Con capacidad de gestionar el abanico de terapias más amplio, Agility también dispone de un movimiento de lámina ultrarrápido, con una fuga extraordinariamente baja para maximizar el potencial de técnicas avanzadas tales como SRS (sistema de radiocirugía estereotáctica), SRT (sistema de radioterapia estereotáctica) y VMAT (arcoterapia modulada volumétrica).

La licencia de Agility no se comercializa en todos los mercados. Para obtener más información, póngase en contacto con el representante local de Elekta.

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference
Más información en: elekta.com/imagine



ELEKTA