ISBN 84-453-3017-9

Proxecto cofinanciado pola
COMISIÓN EUROPEA

XUNTA DE GALICIA
CONSELLERÍA DE SANIDADE
E SERVICIOS SOCIAIS

SERGAS
Servicio Galego de Saúde

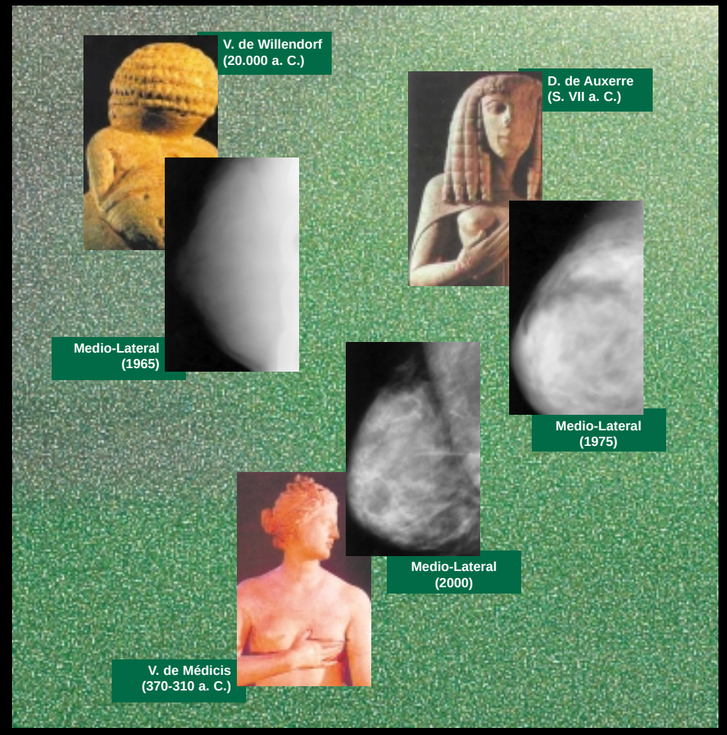
Serie C. Nº 8

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA
GUÍA PRACTICA 2000

Documentos Técnicos
de Saúde Pública
Serie C. Nº 8

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

GUÍA PRÁCTICA 2000



XUNTA DE GALICIA

DOCUMENTOS TÉCNICOS DE SAÚDE PÚBLICA

Serie A

- Nº 1. Programa Galego de Detección Precoz do Cancro de Mama.
- Nº 2. Programa Galego de Rexistro Xeral Sanitario de Alimentos.
- Nº 3. Programa Galego de Promoción da Vida sen Tabaco.
- Nº 4. Programa Galego de Manipuladores de Alimentos.
- Nº 5. Programa Galego da Rede de Alerta Alimentaria.
- Nº 6. Programa Galego de Control de Comedores e Restauración Colectiva.
- Nº 7. Programa Galego de Control de Resíduos en Carnes.
- Nº 8. Programa Galego de Control e Prevención da Hepatite B.
- Nº 9. Programa Galego de Coordinación de Laboratorios de Saúde Pública.
- Nº 10. Programa Galego de Vixilancia Sanitaria das Zonas de Baño.
- Nº 11. Programa Galego de Control Hixiénico-Sanitario dos Campamentos Públicos de Turismo.
- Nº 12. Programa Galego de Control Sanitario de augas Potables de Consumo Público.
- Nº 13. Programa Galego de Prevención e Control da Tuberculose.
- Nº 14. Programa Galego de Eliminación do Sarampelo.

Serie B

- Nº 1. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Praias de Galicia 1991. Vol. 1. 2 e 3.
- Nº 2. Informe Técnico do Programa Galego de Control Sanitario das Praias de Galicia 1992. Vol. 1, 2 e 3.
- Nº 3. Análise da Mortalidade en Galicia 1990.
- Nº 4. Análise da Mortalidade en Galicia 1991.
- Nº 5. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Praias de Galicia 1993. Vol. 1. 2 e 3.
- Nº 6. Análise da Mortalidade en Galicia 1992.
- Nº 7. Informe Técnico do Programa Galego de Control Sanitario das Praias de Galicia 1994. Vol. 1, 2 e 3.
- Nº 8. Análise da Mortalidade en Galicia 1993.
- Nº 9. Informe Técnico do Programa Galego de Control Sanitario das Zonas de Baño en Galicia. Ano 1994.
- Nº 10. Análise da Mortalidade en Galicia 1994.
- Nº 11. Mortalidade Evitable en Galicia 1976-1992.
- Nº 12. Enfermidades Infecciosas Emerxentes.
- Nº 13. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Zonas de Baño de Galicia. Ano 1996.
- Nº 14. Enquisa de satisfacción das usuarias do Programa Galego de Detección Precoz do Cancro de Mama (PGDPCM) 1996.
- Nº 15. Análise da Mortalidade en Galicia 1995.
- Nº 16. Análise da Mortalidade en Galicia 1996.
- Nº 17. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Zonas de Baño de Galicia. Ano 1997.
- Nº 18. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Zonas de Baño de Galicia. Ano 1998.
- Nº 19. Informe Anual do Programa Galego de Prevención e Control da Tuberculose. Ano 1997.
- Nº 20. Informe Técnico do Programa de Control Sanitario das Zonas de Baño de Galicia. Ano 1999.
- Nº 21. VIH, SIDA. Informe do Rexistro Galego da Sida. Xaneiro 2000.
- Nº 22. Mortalidade en Galicia 1980-1997
- Nº 23. Resultados da 1ª campaña de Actualización do Programa Galego de Detección Precoz do Cancro de Mama.

Serie C

- Nº 1. Manual de Diagnóstico e Tratamento da Tuberculose en Atención Primaria.
- Nº 2. Control de Calidade en Mamografías (Guía Práctica).
- Nº 3. Manual de Vacinas.
- Nº 4. Guías Europeas de garantía de calidade en cribado mamográfico.
- Nº 5. Guía para o diagnóstico e tratamento do cancro de mama.
- Nº 6. Guía para a xestión de resíduos sanitarios.
- Nº 7. Resíduos sanitarios: avaliación de riscos.

Documentos Técnicos
de Saúde Pública
Serie C. Nº 8

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

GUÍA PRÁCTICA 2000

XUNTA DE GALICIA
CONSELLERÍA DE SANIDADE E SERVICIOS SOCIAIS
Dirección Xeral de Saúde Pública

Edita: Xunta de Galicia.
Consellería de Sanidade e Servicios Sociais.
Dirección Xeral de Saúde Pública.

Data Edición: 2000

Imprime: Tórculo Artes Gráficas, S.A.L.
Vía Édison, 33-35. Polígono del Tambre
15890 Santiago de Compostela

Depósito Legal: C-321-01

I.S.B.N.: 84-453-3017-9

Autores:

Carril Iglesias, Sonia
Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Chevalier del Río, Margarita
Universidad Complutense de Madrid

Fernández González, Belén
Hospital Central de Asturias.

Lobato Busto, Ramón
Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Medina Jiménez, Emilio
Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Miquélez Alonso, Santiago
Hospital de Navarra. Pamplona.

Morán Penco, Pilar
Universidad Complutense de Madrid.

Mosquera Osés, Joaquín
Complejo Hospitalario Juan Canalejo. La Coruña

Pombar Cameán, Miguel
Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Rubio Arróniz, Anastasio
Hospital de Navarra. Pamplona.

Ruiz Fontán, José
Hospital de Montecelo. Complejo Hospitalario de Pontevedra.

Este trabajo ha sido posible gracias al convenio de colaboración entre la Consellería de Sanidade e Servicios Sociais y la Universidad de Santiago de Compostela.

PRESENTACIÓN

En la Unión Europea el cáncer de mama constituye un problema sanitario de primer orden, siendo la neoplasia más frecuente entre las mujeres, y la primera causa de muerte por cáncer entre ellas.

Actualmente, y ante la evidencia de la eficacia del tratamiento precoz, los esfuerzos se dirigen fundamentalmente a establecer un diagnóstico lo más precozmente posible, mediante programas poblacionales de detección precoz, para poder ofrecer un tratamiento con máximas expectativas de curación, ya que la supervivencia está muy ligada al estadio en que se encuentra la enfermedad cuando es diagnosticada.

La Dirección General de Salud Pública de la Consellería de Sanidad y Servicios Sociales, viene desarrollando desde el año 1992 el Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama (PGDPCM) que puso al alcance de todas las mujeres residentes en Galicia, con edades comprendidas entre los 50 y 64 años, la realización de mamografías periódicas cada dos años, lo que permite detectar los cánceres en sus inicios, cuando todavía no comenzaron a manifestarse clínicamente. Desde 1998 el programa abarca al 100% de esta población objetivo.

Desde sus inicios, el Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de mama (PGDPCM) trabajó en la continua actualización de los programas de garantía de calidad de la prueba de cribado mamográfica y en el diagnóstico y tratamiento del cáncer de mama. Para la realización de los controles de calidad, físicos y técnicos del programa se formó en 1993 un equipo multidisciplinar, integrado por miembros del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela y de la Universidad Complutense de Madrid. Este grupo, viene realizando desde entonces los controles de calidad anuales y semestrales, la coordinación y seguimiento de los controles de calidad de alta periodicidad (diarios y semanales) y el estudio de la dosis a pacientes. Así mismo, se priorizó la formación continuada del personal de técnicos especialistas en radiodiagnóstico que actualizan periódicamente sus conocimientos y técnicas sobre control de calidad en los distintos cursos de formación que se llevan a cabo.

Este documento, que ahora presentamos, responde a la línea de colaboración que viene desarrollando la Consellería de Sanidad y Servicios Sociales desde el año 1993 con el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Santiago, y recoge los distintos aspectos tratados en el *I curso de control de calidad de los programas de detección precoz del cáncer de mama* en España, dirigido a físicos y celebrado en Santiago de Compostela durante el mes de octubre de 2000. La calidad alcanzada y la demanda de formación ha sido lo que nos impulsa a la publicación del mismo, con la seguridad de que será un buen instrumento de guía en el desarrollo del trabajo de todos los profesionales implicados.

José Mª Hernández Cochón
Conselleiro de Sanidade e Servicios Sociais

ÍNDICE

1.- Introducción 9

2.- Protocolo de control de calidad de los aspectos Físicos y técnicos del cribado mamográfico......15
Anastasio Rubio Arróniz.

3.- Protocolo Europeo de dosimetría. 25
Pilar Morán Penco.

4.- Anatomía radiológica de la mama......39
José Ruiz Fontán.

5.- Criterios de calidad de la imagen mamográfica. Punto de vista del radiólogo......45
Joaquín Mosquera Osés.

6.- Física de la mamografía. 53
Pilar Morán Penco.

7.- Características especiales de los equipos de rayos X para mamografía......75
Santiago Miquélez Alonso.

8.- Generación y control de los rayox X (I). 87
Ramón Lobato Busto.

9.- Generación y control de los rayos X (II). 105
Ramón Lobato Busto.

10.- Receptor de la imagen. Procesado. 125
Belén Fernández González.

11.- Calidad de la imagen. Condiciones de visualización......145
Margarita Chevalier del Río.

12.- Kerma y dosis glandular. 167
Miguel Pombar Cameán.

13.- Resultados del Control de Calidad en los programas de cribado mamográfico......189
Miguel Pombar Cameán

14.- Práctica 1. Control de Calidad del Control Automático de la Exposición (CAE).Control de Calidad de la Imagen. 283
Miguel Pombar Cameán
Ramón Lobato Busto.
Sonia Carril Iglesias.
Emilio Medina Jiménez.

15.- Práctica 2. Control de Calidad de la Procesadora. 293
Miguel Pombar Cameán.
Ramón Lobato Busto.
Sonia Carril Iglesias.
Emilio Medina Jiménez.

1.
INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN

La mamografía es la prueba básica de los programas de detección precoz del cáncer de mama. Sin embargo, los signos mamográficos del cáncer de mama en los estadios iniciales no son muy específicos y, en la mayoría de los casos, consisten en grupos de microcalcificaciones inferiores a 0,2 mm y masas con diámetro inferior a 10 mm.

Para poder visualizar estos pequeños objetos, las imágenes han ser obtenidas con equipos y técnicas especiales. Además, para que los radiólogos puedan interpretar las mamografías con la sensibilidad necesaria para detectar anormalidades, y la especificidad precisa para clasificar las lesiones sospechosas de malignidad, es necesario obtener imágenes de alta calidad mamográfica. Para ello es necesario utilizar la exposición, la compresión y el posicionamiento adecuados, así como disponer de la resolución y el contraste óptimos, lo que hace imprescindible disponer de un programa de garantía de calidad de los aspectos físicos y técnicos.

Durante la segunda mitad de los años ochenta varios estudios revelaron que la utilización de un equipamiento específico de mamografía por sí mismo no era garantía suficiente para asegurar la obtención regular de imágenes de alta calidad, con una dosis de radiación suficientemente baja. En el año 1985 el "Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT-85) evaluó la dosis y la calidad de la imagen de 232 unidades de mamografía en los Estados Unidos, encontrando una gran variabilidad en la dosis y la calidad de la imagen.

En la Unión Europea, el programa "Europa Contra el Cáncer" dio prioridad a la reducción de la mortalidad debida al cáncer de mama, reflejando en el código europeo la recomendación para las mujeres de realizar chequeos regulares de sus mamas y participar en programas de cribado de cáncer de mama, a partir de los 50 años de edad. Al objeto de potenciar los programas de cribado de cáncer de mama, se creó en 1989 la Red Europea de Centros de Referencia para el cribado de cáncer de mama (EUREF). El objetivo de la red es distribuir experiencia y expertos entre los distintos países de la Unión Europea y ofrecer soporte financiero, científico y técnico con objeto de obtener estándares de alta calidad.

En una primera fase se hizo énfasis en la metodología y epidemiología de los programas de cribado, es decir invitación a un número grande de mujeres; la doble lectura de las mamografías obligatoria y el control y evaluación estadística por parte de epidemiólogos. Durante el segundo plan de acción (1990-1994) se introdujo en la red un sistema de garantía de calidad basado en la "European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening"(1993). Este documento describe las condiciones mínimas y las óptimas para la garantía de calidad y el control de calidad de un programa de cribado sistemático. La segunda versión de estas guías se publicaron en 1996 e incluyen nuevos capítulos sobre epidemiología y citopatología.

En la detección precoz del cáncer de mama tiene especial importancia mantener un alto nivel, tanto de sensibilidad como de especificidad. Esto sólo se puede conseguir cuando la mamografía se lleva a cabo por personal altamente cualificado y con experiencia, utilizando equipamiento de alta calidad y manteniendo sus prestaciones de acuerdo con los protocolos de garantía de calidad.

La Organización Mundial de la Salud (OMS 1982) definió la *Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico* como: "…un esfuerzo organizado del personal de una instalación, para asegurar que las imágenes diagnósticas producidas tienen una calidad suficientemente alta para que, de forma regular, produzcan información diagnóstica adecuada con el coste más bajo posible y con la menor dosis de radiación al paciente".

Así, la Garantía de Calidad englobaría todas aquellas acciones sistemáticas y planificadas necesarias para garantizar, con la adecuada confianza, que un producto o servicio cumplirá con los requisitos de calidad. La Garantía de Calidad tiene dos componentes: *gestión de la calidad*, la cual es el aspecto de la gestión total que determina e implementa el sistema de calidad, y *el control de calidad,* que son todas aquellas técnicas operacionales y actividades que se utilizan para cumplir los requisitos de calidad.

La gestión de la calidad comienza con las especificaciones que debe cumplir el equipamiento mamográfico. Estas especificaciones forman parte del documento de compra, junto con los requisitos técnicos generales. Durante la instalación el equipamiento debe ser sometido a una prueba de aceptación, en cuyo proceso se verifica que el suministrador facilita todo el equipamiento especificado y que ha realizado las pruebas adecuadas para demostrar que se cumplen los requisitos especificados.

Las pruebas de estado aseguran que el equipo está preparado para el uso clínico y sirven para establecer los valores de referencia, frente a los que se compararán los resultados de las pruebas y controles posteriores. Los controles periódicos son aquellas pruebas que se realizan bien de forma regular o con posterioridad a las actuaciones de mantenimiento o reparaciones, para detectar si ha ocurrido algún cambio en las prestaciones del equipo.

Cada unidad de cribado debe llevar a cabo un control de calidad técnica de sus equipos, con el fin de garantizar la calidad de imagen apropiada de las mamografías de todas las mujeres que acuden al servicio de cribado. Algunas de las tareas diarias o semanales de control de calidad pueden ser realizadas por el propio personal que realiza las mamografías. Las medidas más elaboradas se realizan cada seis meses por personal especializado en control de calidad.

Todas aquellas actividades que implican exámenes radiológicos de individuos asintomáticos deberían adecuarse a los principios generales de protección radiológica:

- Toda exposición ha de estar médica y epidemiológicamente justificada por los beneficios obtenidos, en comparación con los riesgos potenciales.
- Toda exposición deberá mantenerse en los niveles más bajos razonablemente alcanzables.
- Deberán aplicarse límites de dosis adecuados.

Por ello, todos los países de la Unión Europea han desarrollado una legislación específica que garantiza que se cumplen dichos principios. La Directiva 97/43/EURATOM, del Consejo, de 30 de junio, establece las bases de la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. En nuestro país el Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, establece las medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, que en el ámbito del radiodiagnóstico queda desarrollada por el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

El objetivo del Real Decreto 1976/1999 es asegurar la optimización en la obtención de las imágenes y la protección radiológica del paciente en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico. Para ello es obligatorio implantar un programa de garantía de calidad, elaborado de acuerdo con protocolos nacionales y/o internacionales actualizados. Entre otros aspectos, el programa de garantía de calidad incluirá aspectos de justificación y optimización de las exploraciones radiológicas, medidas de control de calidad, procedimientos para la evaluación de los indicadores de dosis en pacientes y evaluación de la imagen clínica.

Los contenidos de esta guía están encaminados a proporcionar información a los profesionales que realizan el control de calidad de los programas de detección precoz del cáncer de mama, sobre aspectos relacionados con las características de los equipos de rayos X para mamografía, los sistemas de registro de la imagen y el procesado de la misma, los factores que determinan la calidad de la imagen y la dosis, y su optimización.

2.

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS ASPECTOS FÍSICOS Y TÉCNICOS DEL CRIBADO MAMOGRÁFICO

Anastasio Rubio Arróniz

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital de Navarra. SNS-O

El objetivo del programa de detección precoz del cáncer de mama es la reducción de la mortalidad debido a este tipo de lesiones, ahora bien, este objetivo no es fácilmente medible pues requiere de un gran número de parámetros para su evaluación, así como un tiempo razonable para conocer la efectividad del programa.

En el marco de "Europa Contra el Cáncer" se crea EUREF, red Europea de centros de referencia para el cribado de cáncer de mama, entre cuyas funciones se encuentra la de fomentar que los proyectos piloto puedan funcionar en el tiempo como centros de referencia para su país. En España existen dos de estos proyectos que funcionan desde hace varios anos: Galicia (proyecto piloto Santiago de Compostela) y Navarra (proyecto piloto Pamplona)

La mamografía es la prueba diagnóstica aceptada internacionalmente como base del cribado, siendo esta una prueba en la que se utilizan radiaciones ionizantes y por lo tanto no exenta de riesgo.

Existen diversos protocolos de aplicación en Mamografía ofrecido por diversas sociedades científicas siendo el "**Protocolo Europeo para el Control de Calidad de los aspectos Físicos y Técnicos en el Cribado Mamográfico"**[1] el que aglutina y se establece de referencia para los programas pilotos europeos

SEFM/SEPR-1996.	Sociedades Españolas de FM y PR	No es específico de mamografía
AAPM-1990. Report 29	American Association of Physics in Medicine. USA	Mamografía
IPSM-1994. Report 59	Institute of Physical Sciences in Medicine. UK	Mamografía
APIB-1998	Association des Physiciens et Ingénieurs Biomédicaux. Québec	Mamografía
…		

Desde esta exposición se pretende dar una visión global del Protocolo Europeo para el Control de Calidad de los aspectos Físicos y Técnicos en el Cribado Mamográfico.

Se publica por primera vez en el año 1992, revisándose en 1996, como resultado de los nuevos estudios y de las experiencias propias de los programas pilotos y debe garantizar que se alcancen los siguientes objetivos principales:

a) Que el radiólogo disponga de imágenes que tengan la mejor calidad posible para el diagnóstico.[2]

b) Que la calidad de imagen sea estable con respecto al contenido de información y densidad óptica y consistente con otros centros de cribado participantes.

c) Que la dosis en la mama sea tan baja como razonablemente sea posible alcanzar (ALARA) para la información diagnóstica deseada. [3, 4]

Este protocolo tiene en cuenta toda la cadena de formación de la imagen, es decir:

a) La generación y el control de los rayos X

b) El bucky y el receptor de la imagen

c) El procesado de la película

d) Las condiciones de visualización

e) Las propiedades del sistema

Establece, además, las frecuencias mínimas de las medidas, las tolerancias, y equipamiento necesario para la realización de las medidas así como sus requisitos de calibración.

INTRODUCCIÓN A LA MEDIDAS

Se fijan dos tipos de exposiciones para realizar las medidas:

a) **Exposición de referencia:** ofrece información sobre el sistema en unas condiciones definidas previamente e independientes de la rutina de trabajo

b) **Exposición de rutina:** ofrece información sobre el sistema en condiciones clínicas habituales

Estas exposiciones se realizan de la siguiente manera:

	Exposición de referencia:	Exposición de rutina:
Tensión del tubo	28 KV	uso clínico
Dispositivo de compresión	en contacto con el maniquí	en contacto con el maniquí
Maniquí de Plexiglas	de 45 mm	de 45 mm
Rejilla antidifusora	Presente	presente
Distancia foco-imagen	de acuerdo a la focalización	de acuerdo a la focalización
Detector	en la posición más cercana a la pared torácica	uso clínico
CAE*	Conectado,	conectado
Control de DO**	en la posición central	uso clínico

*CAE: Control Automático de Exposición
**DO: Densidad Óptica

Tanto para la exposición de referencia como para la de rutina la DO se mide en el **punto de referencia,** punto centrado lateralmente y a 60 mm de la pared torácica.

La **densidad óptica de referencia** es aquella de valor 1.0 (excluido base y velo)

PERSONAL:

En uno de sus apartados se dice: “Varias medidas pueden ser realizadas por personal local. Las medidas más elaboradas deberían ser llevadas por radiofísicos que tengan formación y experiencia en radiología diagnóstica y formación específica en control de calidad mamográfico. La comparabilidad y consistencia de los resultados de centros diferentes se alcanza más fácilmente si los datos de todas las medidas, incluidas las realizadas por técnicos o técnicos en radiodiagnóstico locales, se recogen y analizan centralizadamente”

Como puede observarse se establece que parte de las medidas pueden ser realizadas por técnicos pero sin embargo aquí no se establecen cuales deben ser realizadas por uno u otro personal, dejando al radiofísico la decisión del establecimiento de ellas. No obstante está aceptado de manera internacional que las medidas diarias y semanales las realicen los técnicos locales. Algún protocolo, por ejemplo, el español sobre el control de calidad[5], establece actuaciones de los distintos especialistas.

EQUIPAMIENTO:

Deberá disponerse de equipamiento en cada centro o mamógrafo para realizar las medidas diaraias/semanales:

Sensitómetro, densitómetro, termómetro, placas de PMMA, objetos de test, chasis de referencia y lamina de plomo…

Además los radiofísicos de referencia dispondrán de equipamiento adicional:

Dosímetro, medidor de KV, medidor de tiempo de exposición, luxómetro, medidor de Ph, objetos test, láminas de aluminio, dispositivo de medida para mancha focal, cronómetro, test contacto pantalla-película, metro, dispositivo para fuerza del compresor, lámina de plomo, cuña de aluminio…

MEDIDAS, PERIODICIDADES Y VALORES:

Todas las medidas que se deben realizarse disponen una explicación de la manera de realizarlas, las tolerancias (o valores típicos), la frecuencia y el equipamiento necesario

Las medidas a realizas son:

Generación y Control de Rayos X:		Frecuencia	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Tubo de rayos X	Tamaño de la mancha focal	I	0.3	IEC/NEMA	-	-
	Distancia foco-imagen	I	≥600	-	-	mm
	Alineamiento de campo de rayos y receptor de imagen	12	-	<5	<5	mm
	Radiación de fuga	I	-	<1	-	mGy/h
	Rendimiento (a 1 metro)	6	40-75	>30	>40	μGy/mAs
	Tasa de rendimiento	6	10-30	>7.5	>10	mGy/s
Tensión del tubo	Reproducibilidad	6	-	<±0.5	<±0.5	KV
	Exactitud	6	-	<±1.0	<±1.0	KV
	CHR	12	0.3-0.4	>0.3		mmAl
CAE	Posición central del selector DO (1)	6	1.3-1.8	<±0.15	<±0.15	DO
	Incrementos de DO por paso	6	0.15	<0.20	<0.10	DO
	Reproducibilidad a corto plazo	6	-	<±5%	<±2%	mGy
	Reproducibilidad a largo plazo	d	-	<±0.20	<±0.15	DO
	Compensación con el espesor del objeto	w	-	<±0.15	<±0.10	DO
	Compensación con la tensión del tubo	6	-	<±0.15	<±0.10	DO
Compresión	Fuerza de compresión	12	130-200-	-	-	N
	Alineación de la placa de compresión. Asimétrica	12	-	<15	<15	mm
	Alineación de la placa de compresión. Simétrica	12	-	<5	<5	mm

Bucky y Receptor de Imagen		Frecuencia	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Rejilla antidifusora	Factor del sistema rejilla	i	-	≤3		-
Pantalla-Película	Variación de sensibilidad entre chasis (mAs)	12	-	<±5%	<±5%	mGy
	Variación de sensibilidad entre chasis (DO)	12	-	≤0.20	≤0.15	DO
	Contacto pantalla-película	12	-	-	-	-

Procesado de la película		Frecuencia	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Procesadora	Temperatura	i	34-36	-	-	ºC
	Tiempo de procesado	i	90	-	-	s
Película	Sensitometría: base y velo	d	>0.15	≤0.20(3)	≤0.2(3)	DO
	Velocidad	d	-	-	-	-
	Contraste	d	-	>2.6	2.8-3.2	-
	Funcionamiento diario	d	-	<10%	<5%	-
	Artefactos	d	-	-		
Cuarto oscuro	Entradas de luz	12	-	≤0.02(2)	≤0.02(2)	DO
	Luces de seguridad	12	-	≤0.10(2)	≤0.10(2)	DO
	Cajetín/alimentador de películas	i	-	≤0.02	≤0.02	-
	Chasis	i	-	-	-	-

Condiciones de visualización		Frecuencia	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Negatoscopio	Luminosidad	12	-	2000-6000	2000-6000	cd/m^2
	Homogeneidad	12	-	<±30%	<±30%	cd/m^2
	Diferencia	12	-	-	<±15%	cd/m^2
Ambiente	Luz ambiental	12	-	<50	<50	lux

Propiedades del sistema		Frecuencia	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Dosis de referencia	Dosis en la superficie de entrada maniquí de 45 mm	12	-	≤12	≤10	mGy
Calidad de imagen	Resolución espacial	w	-	>12	>15	pl/mm
	Variación de contraste de imagen	w	-	<10%	<10%	-
	Umbral de visibilidad de contraste	w	-	-	-	-
	Tiempo de exposición	12	-	<2	<1.5	s

Notas:
i: inicial; d: diaria; w: semanal; 6: cada seis meses; 12: anual
(1): densidad óptica total, incluido base y velo
(2): densidad óptica neta, excluido base y velo
(3): para película estándar de base azul

Referencias:

1. European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening 1996. CEC-Report EUR 14821 2nd. Edition

2. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images 1996. CEC-Report EUR 16260

3. International Comission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 1990. ICRP Publication 60

4. European Protocol on Dosimetry in Mammography. 1996. CEC- Report EUR 16263

5. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos. 1996. SEFM-SEPR. Madrid

3.

PROTOCOLO EUROPEO DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA

Pilar Morán Penco

Dpto. de Radiología. Universidad Complutense de Madrid.

1. ANTECEDENTES.

La aplicación de los principios de protección radiológica al radiodiagnóstico implica que cada procedimiento que utilice rayos X debe ser justificado y optimizado. La optimización significa que la dosis al paciente debe mantenerse tan baja como sea posible, preservando la calidad de la imagen necesaria para un diagnóstico adecuado. La mamografía, debido a su amplia utilización para la detección precoz del cáncer de mama (DPCM), ha sido objeto de una atención especial por varios programas e iniciativas dentro de la Comisión de la Comunidad Europea. Hay que destacar los esfuerzos desarrollados por "Europa Contra el Cáncer", los programas de "Acciones Especiales de Protección Radiológica" o el "Programa Value". Dentro de esta estrategia de optimización desarrollada en la última década cabe citar:

- Los procesos de optimización en los programas de detección precoz del cáncer de mama (PDPCM), definiendo centros de referencia como guía en los distintos países para la garantía de calidad y el control de calidad.
- El desarrollo del concepto "criterio de calidad" relacionado con criterios de calidad de imagen y criterios de dosis de radiación al paciente. Entre los últimos se incluye el establecimiento de los valores de referencia de dosis.
- La aplicación práctica de esos criterios de calidad mediante el desarrollo de dos encuestas llevadas a cabo en casi todos los países de la Comunidad Europea (1,2). En ellas se evaluaron conjuntamente los procedimientos, las imágenes y los valores de dosis de un conjunto de técnicas de radiodiagnóstico entre las que se incluyó la mamografía. Estas dos últimas acciones contribuyeron a la elaboración del documento: "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnóstic Radiographic Images" (3).
- Organización de "Workshops" para la discusión y estandarización de procedimientos de control de calidad y requisitos específicos de los maniquíes a utilizar en mamografía (4), y de optimización en radiodiagnóstico y medicina nuclear (5).

- La elaboración del documento "Guías Europeas de Garantía de Calidad en el Cribado Mamográfico" (6) que incluyen un "Protocolo Europeo de Control de Calidad de los Aspectos Técnicos". El fin de estas guías es implantar de forma práctica en Europa la experiencia y conclusiones alcanzadas en las acciones antes mencionadas.

En todas estas acciones se puso de manifiesto la importancia de la medida de los valores de dosis en mamografía dentro de los protocolos de control de calidad. Con ese fin, Europa Contra el Cáncer (DG V) y las Direcciones Generales XI, XII y XIII encargaron a un grupo de expertos en mamografía la redacción del "European Protocol on Dosimetry in Mammography"(7) íntimamente relacionado con los documentos antes mencionados y con ánimo de complementarlos.

2. Objetivos del Protocolo de Dosimetría en Mamografía.

Los objetivos principales de este protocolo son:

- Proporcionar métodos dosimétricos que contribuyan a analizar la influencia que tienen en los valores de dosis el diseño y características - equipos, técnicas radiográficas, formación del personal técnico y prácticas de control de calidad - de los PDPCM.
- Proporcionar métodos de medida y de estimación de dosis a aquellos países que en ese momento no disponían de protocolos específicos.
- Facilitar la comparación entre los valores dosimétricos obtenidos en los distintos PDPCM europeos de acuerdo con sus respectivos protocolos nacionales.

3.MAGNITUDES.

Desde que se comprobó la eficacia de los PDPCM para reducir la mortalidad debida al cáncer de mama el número de este tipo de exploraciones ha aumentado considerablemente y ello ha estimulado, de forma paralela, el interés por estimar los riesgos de inducción de cáncer por la radiación. Inicialmente, y por similitud con otras técnicas radiológicas, se utilizó como indicador del riesgo la dosis en aire en la superficie de entrada de la mama. Esta fue la estrategia seguida en las dos encuestas realizadas en los países europeos en los años noventa. Sin embargo esta magnitud resulta ser un pobre estimador del riesgo de inducción de carcinogénesis. Se acepta de forma general que la dosis promedio en tejido glandular caracteriza mejor dicho riesgo. Fue recomendada por la ICRP (7) y aceptada por organismos científicos y competentes en protección radiológica europeos (IPSM 1989 (8); IPSM 1994 (9); NCS 1993 (10)) y americanos (NCRP 1986 (11). Por las mismas razones ha sido la magnitud adoptada en el Protocolo que nos ocupa.

La dosis glandular media no puede medirse directamente y se calcula bajo ciertas premisas - que afectan fundamentalmente a la composición de la mama - a partir de valores de dosis en aire determinados en el punto donde el haz de radiación intercepta la superficie de entrada. Estos valores pueden o no incluir la contribución de la radiación dispersa. El protocolo especifica las magnitudes dosimétricas a utilizar en cada caso y los coeficientes que permiten obtener una a partir de las otras. Dichas magnitudes y sus definiciones respectivas son:

- Kerma en aire en la superficie de entrada *(ESAK)*: El kerma en aire medido en aire libre (sin retrodispersión) en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada de un objeto determinado, p. ej. la mama de la paciente o el maniquí estándar.
- Dosis en la superficie de entrada *(DSE)*: La dosis absorbida en aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión, medida en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada de un objeto determinado, p. ej. la mama de la paciente o el maniquí estándar.
- Dosis glandular media *(D_G)*: Término de referencia (ICRP 1987 (7)) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X.

Es el promedio de la dosis absorbida por el tejido glandular (excluyendo la piel) en una mama uniformemente comprimida con una composición de un 50% de tejido adiposo y de un 50% de tejido glandular.

- Valor estándar de la dosis glandular *(D_{GS})*: Valor de la dosis glandular media para la mama estándar calculado a partir de las medidas con el maniquí estándar.

4. Contenido y estructura del Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía.

El Protocolo contiene tres capítulos y seis anexos. Los tres capítulos describen los métodos de estimación de dosis:

Capítulo 1. Medidas del ESAK con pacientes.

Capítulo 2. Medidas del ESAK con el maniquí estándar.

Capítulo 3. Determinación de la dosis glandular media.

Su contenido es de interés para expertos en control de calidad, radiólogos, técnicos de radiodiagnóstico y responsables de los PDPCM. Los correspondientes anexos (1, 2 y 3) a estos capítulos proporcionan información adicional para las estimaciones de dosis.

Cada método de medida (descrito en un capítulo y su anexo) es independiente y autoconsistente. Las medidas con pacientes proporcionan información sobre las variaciones de dosis y su relación con el espesor y composición de la mama. La utilización de un maniquí dosimétrico estándar facilita la comparación entre las diferentes técnicas radiográficas y permite estudiar de forma más objetiva la influencia de los aspectos técnicos (equipos, sistemas cartulina película, etc.,) en los valores de dosis. En ambos casos, y en función de los medios disponibles en cada centro, la dosis puede medirse con dosímetros de termoluminiscencia (TLDs) u obtenerse a partir de los rendimientos del tubo de rayos X. Para

ayudar a elegir el método (incluyendo el tipo de medidas) más adecuado a una situación concreta, el protocolo muestra al inicio del documento un diagrama de flujo con varias cuestiones cuyas respuestas dirigen al usuario a un capítulo y anexo específicos.

El anexo cuarto presenta un resumen de los métodos dosimétricos recomendados en los distintos protocolos nacionales dando tablas para convertir los resultados individuales de cada uno de ellos en otros acorde con el Protocolo Europeo. Por último, dos anexos más proporcionan información científica acerca de la influencia de los aspectos técnicos en los valores de dosis y sobre la estimación de los riesgos de inducción de cáncer en los PDPCM.

Capítulo 1. Medidas con pacientes. Determinación del ESAK.

Se recomienda elegir una muestra de al menos 10 pacientes con espesores de mama comprimida entre 4 y 6 cm.

a) Medidas con TLDs. El método está basado en la experiencia adquirida en las dos encuestas sobre dosis y calidad de imagen realizadas en Europa (1, 2) y diseñado para facilitar las medidas en los centros que no disponen de personal especializado o instrumentación específica. Los dosímetros son enviados, la mayoría de las veces, por un laboratorio central y el personal local solo necesita unos minutos por paciente para colocar el dosímetro en la superficie de la mama (en una proyección determinada) y rellenar el formulario adjunto. En dicho formulario deben reflejarse los detalles del equipo, la técnica empleada y el espesor de mama bajo compresión. Estos datos ayudan a interpretar los valores obtenidos. Los dosímetros y formularios se reenvían para su lectura al laboratorio. Como estas medidas incluyen la retrodispersión, el resultado es la *DES*. Los valores del *ESAK* pueden obtenerse dividiendo los anteriores por los correspondientes factores de retrodispersión aportados en el propio capítulo y reproducidos en tabla1 al final de este texto.

b) Determinaciones del ESAK a partir de los rendimientos del tubo de rayos X. Estas determinaciones exigen un cierto grado de experiencia en dosimetría y control de calidad. Es necesario registrar para cada imagen los kV y la carga del tubo. Por tanto, si se trabaja con control automático de

exposición el método solo es viable si el equipo muestra, tras cada exposición, los mAs empleados. Las medidas de los rendimientos deben hacerse para los kV habituales en cada centro, sin retrodispersión y teniendo en cuenta la atenuación del compresor. El Protocolo especifica las características que debe tener el dosímetro y las condiciones físicas de las medidas. A partir de los rendimientos, de la carga del tubo y las oportunas correcciones por distancia se obtienen los valores del *ESAK* para cada paciente. A partir de éstos y de los coeficientes de retrodispersión se obtienen los de la *DES*.

Con ambos procedimientos, el valor medio del *ESAK* obtenido para la muestra de pacientes se compara con el valor de referencia: 10 mGy. Si éste se supera, el personal del centro debe investigar las posibles causas y aplicar las medidas correctoras. Se recomienda que este análisis sea realizado por una persona con experiencia. Entre los factores que conviene analizar, el protocolo recomienda comparar las técnicas radiográficas locales con el ejemplo de "buena técnica radiográfica" dado en la referencia 3. En el anexo 1 se hacen recomendaciones sobre el tipo y tratamiento de los dosímetros de TL y sobre su colocación en la superficie de la mama para que su imagen interfiera lo menos posible con los detalles clínicos. Por último, describe, para cada método las fuentes de incertidumbre y su contribución al error total del *ESAK*.

Capítulo 2. Medidas con el maniquí estándar. Determinación del ESAK.

En este capítulo se describe un método indirecto para la determinación del *ESAK* y alternativo al de las medidas con pacientes. Consiste en simular con un maniquí las propiedades de atenuación y dispersión de la radiación de una mama promedio. Se ha estimado que una mama promedio tiene una composición aproximada del 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo y un espesor de 50 mm. Este espesor es próximo al promedio encontrado en la mayor parte de los PDPCM europeos. Se ha discutido ampliamente sobre tipo de material y espesor más adecuado para el maniquí estándar. El polimetacrilato de metilo (PMMA) ha sido el material seleccionado en la práctica totalidad de protocolos de control de calidad debido a la similitud de su coeficiente de atenuación con el del tejido mamario, a su bajo coste y a la facilidad de mecanizarlo. La mayoría de estos protocolos han adoptado espesores entre 40 y 50 mm para representar una

mama estándar (que no tiene necesariamente que coincidir con la promedio). Dance (13) ha estudiado por métodos de Monte Carlo la equivalencia entre los espesores de PMMA y los de mamas de composición promedio. En función de los resultados de este estudio y como compromiso entre los distintos protocolos nacionales, el Protocolo Europeo de Dosimetría ha elegido 45 mm de PMMA (maniquí estándar) para simular de forma aproximada a una mama promedio.

Al igual que en el capítulo anterior los valores de dosis con el maniquí estándar pueden obtenerse con TLDs o a partir de los rendimientos del tubo de rayos X.

a) *Medidas con TLDs.* Como ya se ha comentado, están especialmente indicadas para los centros que no disponen de medios ni personal con experiencia o cuando la imagen de los dosímetros sobre la mama no es aceptada por los radiólogos. Generalmente, un centro de dosimetría o de control de calidad, proporciona conjuntamente el maniquí y los dosímetros. El personal local realiza las exposiciones oportunas y rellena un cuestionario con las características del equipo, del sistema cartulina-película y las condiciones de las exposiciones. El centro de dosimetría evalúa la DES, el ESAK y la densidad óptica (DO) de la imagen del maniquí y envía los resultados al centro de mamografía. Todos los pasos a seguir por el centro de dosimetría y por el personal local están perfectamente descritos en el capítulo.

b) *Determinaciones del ESAK a partir de los rendimientos del tubo de rayos X.* Este procedimiento es el habitual en la práctica del control de calidad y así se recoge en las Guías Europeas de Garantía de Calidad (6). Los procedimientos y cálculos a seguir, perfectamente descritos en este capítulo, son similares a los del capítulo anterior sustituyendo la paciente por el maniquí estándar. En este caso debe medirse la DO de las imágenes del maniquí en el punto de referencia. También se aportan soluciones para el caso de que el equipo no proporcione indicación numérica de la carga del tubo utilizada.

En ambos casos a) y b) los resultados deben compararse con los valores límites de dosis correspondientes a cada DO que se reproducen en la tabla 2. En el caso de que se superen, se recomienda un análisis de la situación por personal con experiencia en control de calidad. En el anexo 2 del protocolo se aporta información más detallada de ambos métodos y se analizan las correspondientes fuentes de incertidumbre.

Capítulo 3. Determinación de la dosis glandular media (DG).

La determinación de esta magnitud dosimétrica es el primer paso para la estimación del riesgo. Puede obtenerse a partir de las estimaciones del *ESAK* con muestras de pacientes (D_G) o con el maniquí estándar (D_{GS}). Para ello se utilizan coeficientes de conversión obtenidos con métodos de Monte Carlo (y verificados experimentalmente) que dependen del espesor de la mama y de la calidad del haz de fotones (CHR). Los utilizados en este Protocolo han sido los calculados por Dance (13) y están tabulados en función de esos parámetros.

a) *Valor estándar de la dosis glandular (D_{GS}).* Se obtiene a partir de la medida del *ESAK* con el maniquí estándar:

$$D_{GS} = g_{pB} \cdot ESAK$$

donde $g_{pB} = p \cdot g$. El coeficiente *p* convierte el *ESAK* incidente en el maniquí estándar en el correspondiente *ESAK* de una mama promedio y *g* convierte este último valor en la dosis glandular media (13). El valor de *p* varía de forma suave con la CHR y, en general, se puede tomar un valor constante de 1,09 para todas las calidades de fotones que se utilizan en la práctica mamográfica. Los coeficientes g_{pb} aparecen directamente tabulados para las distintas CHR (tabla 3). Asimismo se recogen los valores de referencia de D_{GS} en función de la DO (tabla 2).

b) *Valor de la dosis glandular media/imagen.* Se obtiene a partir de las determinaciones del *ESAK* con muestras de pacientes y proporciona una estimación más realista de los riesgos de inducción de carcinogénesis que D_{GS}. Conviene utilizar al menos una muestra de 50 pacientes y hay que registrar las condiciones de exposición y los espesores de mama bajo compresión para cada una de las proyecciones utilizadas en cada exploración (de forma independiente para cada mama).

El valor de D_G para cada imagen, se obtiene multiplicando el *ESAK* por el coeficiente *g* que corresponde al espesor de mama y a la CHR. Para ello, *g* puede interpolarse entre los valores tabulados por Dance (tabla 4).

c) *Dosis glandular media por exploración (por paciente).* Se obtiene dividiendo por dos la suma de todos los valores de D_G *por* imagen correspondientes a la misma paciente. Esta magnitud es finalmente, la adecuada para las estimaciones de riegos.

d) *Comparación entre el valor medio de D_G obtenido con toda la muestra de pacientes y D_{GS}.* Si el valor medio de D_G por imagen obtenido con la muestra de pacientes difiere en ± 50% del valor de D_{GS}, las causas deben ser investigadas y analizadas. Para este análisis son útiles las indicaciones recogidas en este capítulo y la lectura del anexo 5 del Protocolo.

Por último, se detalla en este capítulo la instrumentación y los procedimientos de medida y de cálculo en cada caso. En el anexo 3, se aportan los valores típicos de la CHR para las combinaciones ánodo/filtro y tensiones más frecuentes; se comparan los coeficientes *g* obtenidos por diversos autores y se estiman los errores asociados a la determinación de D_G y D_{GS}.

Tabla 1. Factores de retodispersión (FR) en función de la capa hemirreductura (CHR). Valores dados en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (7).

CHR (mm de Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
FR	1,07	1,07	1,08	1,09	1,10	1,11	1,12	1,12	1,13

Tabla 2. Valores límites para el ESAK y D_{GS} en función de la densidad óptica. Valores dados en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (7).

Densidad óptica neta (base + velo excluida)	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8
ESAK (mGy)	9,0	11	13	15	17	19
D_{GS} (mGy)	1,8	2,3	2,8	3,2	3,6	4,0

Tabla 3. Coeficientes g_{pB} para el cálculo de DGS con un maniquí de 45 mm de PMMA y tabulados en función de la CHR en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (7).

CHR(mm de Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
g_pS (mGy/mGy)	0,149	0,177	0,202	0,223	0,248	0,276	0,304	0,326	0,349

Tabla 4. Factores de conversión g para el cálculo de la dosis glandular media (DG) a partir del ESAK en función de la CHR y del espesor de la mama bajo compresión (Dance, 1990 (13)).

CHR	Espesor de mama bajo compresión (mm)					
(mm de Al)	30	40	50	60	70	80
0,25	0,234	0,174	0,137	0,112	0,094	0,081
0,30	0,274	0,207	0,164	0,135	0,114	0,098
0,35	0,309	0,235	0,187	0,154	0,130	0,112
0,40	0,342	0,261	0,209	0,172	0,145	0,126
0,45	0,374	0,289	0,232	0,192	0,163	0,140
0,50	0,406	0,318	0,258	0,214	0,177	0,154
0,55	0,437	0,346	0,287	0,236	0,202	0,175
0,60	0,466	0,374	0,310	0,261	0,224	0,195

5. REFERENCIAS.

1. Maccia C, Wall BF, Padovani R, Shrimpton P and Husson B, 1989. Results of a trial set up by a study group of the Radiation Protection Programme of the CEC. In: Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology, eds. BM Moores, BF Wall, H Eriskat and H Schibilla. BIR Report 20. (London: British Institute of Radiology).

2. Maccia C, Ariche-Cohen M, Severo C, and Nadeau X, 1993. The 1991 Trial on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Report XII/221/93 (Brussels:CEC).

3. CEC (European Commission), 1996. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnóstic Radiographic Images. 2nd edition. EUR 16260.

4. Moores BM, Petoussi N, Schibilla H and Teunen, 1993. Test Phantoms and Optimization in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine. Rad. Prot. Dosimetry vol 49 1-3, CEC Report EUR 14767.

5. Contento G, Wall BF, Schibilla H and Teunen D, 1995. Quality Control and Radiation Protection of the Patient in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine. Rad. Prot. Dosimetry vol 57 1-4, CEC Report EUR 15257.

6. CEC (Comisión Europea. Programa Europa Contra el Cáncer. Acciones de Protección contra la Radiación), 1996. Guías Europeas de Garantía de Calidad en Cribado Mamográfico, 2ª Ed. Versión en castellano editada por la Xunta de Galicia. Consellería de Sanidade e Servicios Sociais. Dirección Xeral de Saúde Pública. Santiago de Compostela, 1998.

7. Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W and Säbel M, 1996. European Protocol on Dosimetry in Mammography. EUR Report 16263. Luxenbourg: European Community.

8. ICRP (International Commission on Radiological Protection), 1987. Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP. ICRP Publication 52 Annals ICRP 17(4) (Oxford: Pergamon).

9. IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine), 1989. The Commission and Routine Testing Of Mammographic X-ray Systems, Topic Group Report 59, (York: IPSM).

10. IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine), 1994. The Commission and Routine Testing Of Mammographic X-ray Systems, Topic Group Report 59 2nd edition, (York: IPSM).

11. NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry), 1993. Dosimetric Aspects of Mammography, Report 6 (Delft: NCS).

12. NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) 1986. Mammogrphy: A user's Guide. Report 85 (Bethesda, Md. NCRP).

13. Dance DR 1990. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35 1211-19.

4.

ANATOMIA RADIOLÓGICA DE LA MAMA

José Ruíz Fontán

Hospital de Montecelo. Pontevedra

Las mamas femeninas forman parte de los órganos sexuales secundarios. Están situadas en la pared torácica a ambos lados de la línea media, entre el tercer y sexto espacio intercostal. Su forma es la de una semiesfera cuya parte plana se apoya en la pared torácica, su superficie anterior convexa presenta unos límites periféricos imprecisos y en cuya parte central existe una elevación que se denomina pezón rodeado por piel modificada llamada areola mamaria.

Desde el punto de vista del desarrollo podremos encontrar dos tipos de anormalidades congénitas:

A) Reducción en número: Se denomina "amastia" y puede ser uni o bilateral; esta última es excepcional y generalmente se asocia a malformaciones más severas incompatibles con la vida. Asimismo la amastia unilateral puede ser parcial o total: es decir ausencia de glándula y/o pezón o de ambos. La más frecuente es la ausencia de pezón que se denomina "atelia" y en estos casos éste es sustituido por una excavación más o menos prominente donde desembocan los conductos galactóforos.

B) Aumento en número: El término "hipermastia" o "polimastia" se refiere a aquellos casos en los que existen más de dos mamas. Las mamas supernumerarias se disponen a ambos lados de la línea media en una posición anatómica preestablecida, siguiendo la llamada "línea mamaria primitiva" que se extiende desde la axila hasta la pared abdominal anterior. En estos casos existe en todas las mamas tejido glandular y pezón. El término "hipertelia o politelia" se refiere a la presencia de pezones supernumerarios sin tejido glandular subyacente.

Las glándulas mamarias presentan variaciones sustanciales en cuanto a forma, peso, tamaño y consistencia de unas mujeres a otras y dentro de cada una de ellas en las diferentes etapas de la vida. De manera esquemática podemos distinguir dos elementos básicos en su estructura:

1.- Tejido fibroso y glandular.

2.- Tejido graso

Estos elementos están contenidos entre las dos hojas de la fascia pectoral superficial y a su vez recubiertos por piel en su parte más superficial.

Cada una de estas estructuras tiene una disposición anatómica precisa. Los elementos glandulares o lóbulos mamarios (en número de 12 a 20) ocupan la parte profunda de la mama en las regiones retroareolar y cuadrantes externos, cada uno de ellos con su conducto galactóforo correspondiente que acaba abocando en el pezón. El tejido fibroso que sirve de sostén a la glándula, une el aspecto más superficial del tejido glandular que presenta un aspecto serrado (crestas fibroglandulares de Duret) a la cara profunda de la dermis merced a los llamados ligamentos de Cooper. El tejido glandular puede extenderse más allá de los límites de la mama mediante prolongaciones de las cuales la más conocida y frecuente es la prolongación axilar.

La grasa se dispone en dos capas de tamaño variable que son la capa adiposa subcutanea y la retromamaria. Además de manera casi constante hay grasa en cantidad variable entre los lóbulos mamarios a modo de islotes.

La piel de la mama posee un grosor constante excepto en la región del complejo areola-pezón, donde se modifica en grosor y en apariencia; la piel es más gruesa y de aspecto ondulado por la presencia de unas glándulas sebáceas llamadas “tubérculos de Morgagni” que durante el embarazo son más prominentes y secretan una sustancia denominada calostro (tubérculos de Montgomery).

En su parte más profunda la mama descansa sobre el músculo pectoral mayor a cuya aponeurosis está debilmente unido por tejido celular.

La anatomía radiológica de la mama va a estar condicionada por:

1.- Configuración anatómica.

2.- Edad de la mujer.

3.- Cantidad de grasa- tejido glandular y conectivo.

Con respecto al primer punto la disposición de la mama siguiendo el músculo pectoral mayor hace muy complejo el recogerla en su totalidad en las dos proyecciones básicas. De ahí el especial hincapié en realizar un posicionamiento de esta en el portachasis lo más correcto posible.

Con respecto al segundo punto la apariencia de la mama varía en la pubertad, adolescencia, edad adulta y periodo senil. Por otro lado la influencia

de hormonas endógenas y exógenas (tratamiento hormonal sustitutivo en la menopausia), provocan cambios en la densidad mamaria.

Por último la proporción existente entre los diferentes tejidos mamarios, la cual está influida por factores genéticos, dietéticos y ambientales da lugar a una amplia variedad de configuraciones " normales" de la mama en la mamografía que dificulta todavía más su análisis radiológico. En todo caso existe mayor densidad en las regiones retroareolares y cuadrantes externos en donde es más abundante el tejido glandular. Siempre existe una marcada simetría en cuanto a la densidad entre ambas mamas; las variaciones posibles en esta simetría deben considerarse anormales aunque la mayor parte de las veces carecen de significado patológico.

Existen estructuras anatómicas que por su tamaño no se pueden indivvidualizar en la mamografía tales como los lobulillos, ductos y acinos; la suma de estas densidades pequeñas originan áreas de mayor densidad que son las que se visualizan.

Por último y como es lógico el predominio de la densidad grasa en la mamográfia aumenta la sensibilidad y la especificidad en la detección de anormalidades. El predominio de las estructuras con densidad tejidos blandos disminuye la sensibilidad y especificidad ya que las anormalidades pueden quedar oscurecidas dentro de las áreas densas.

5.

CRITERIOS DE CALIDAD DE LA IMAGEN MAMOGRÁFICA. PUNTO DE VISTA DEL RADIÓLOGO

Joaquín Mosquera Oses.

Complejo Hospitalario Juan Canalejo. La Coruña.

POSICIONAMIENTO EN MAMOGRAFÍA

Los programas de detección precoz del cáncer de mama han sido diseñados con el fin de reducir la mortalidad, alcanzándose cifras en torno al 25-30% de reducción.

Actualmente todos los programas de detección precoz se sustentan sobre la técnica que por coste, efectividad y reproductibilidad ofrece más garantías y esa técnica en el cáncer de mama es la mamografía.

De la calidad de la mamografía en todas las vertientes, va a depender la eficacia del programa de cribaje.

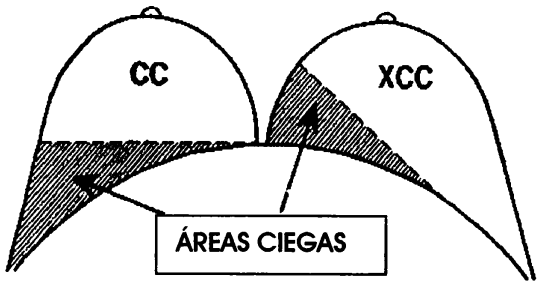
El "arte" logrado en el posicionamiento, contraste de la placa, compresión, etc., etc., hará posible la detección y percepción de lesiones sutiles que logran que un cáncer precoz o temprano sea detectado.

El técnico del programa como primer eslabón de la cadena debe ser capaz de conseguir un adecuado posicionamiento de la paciente y ser el primer filtro de control de calidad sabiendo reconocer las deficiencias de la mamografía y lograr su adecuada corrección.

Como norma general se emplean dos proyecciones por mama, una craneo-caudal y otra oblicuo medio- lateral, dado que son complementarias, con el fin de abarcar todo el tejido mamario.

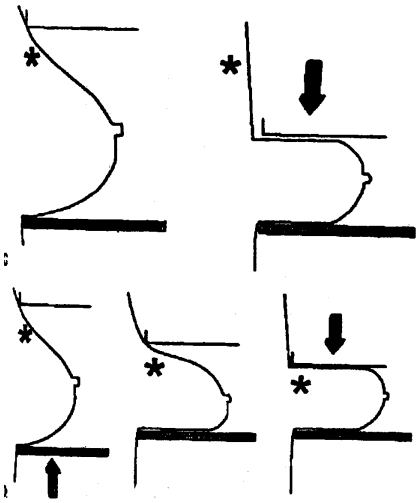
Proyección craneo-caudal.

Abarca prácticamente todo el parénquima mamario excepto la porción más externa. Es necesario asegurarse de que la región más interna ha sido totalmente incluida.



En esta proyección es primordial elevar lo más posible la mama y que el soporte de la placa suba hasta el surco mamario inferior.

A continuación con las dos manos se tracciona hacia delante de tal modo que en una proyección craneo-caudal adecuada debe de verse la banda grasa retromamaria y si es posible algo de pectoral mayor.



Proyección oblicuo medio-lateral.

Abarca prácticamente todo el tejido mamario desde la axila a la pared abdominal superior.

La angulación viene dada por la morfología del pectoral. y oscila entre 45º - 60º , dependiendo de su verticalidad, por características antropomórficas de la persona. En general personas más bajas y anchas se aproximan a 45º, más altas y delgadas a 60º.

Es necesario, así mismo, recordar que el borde libre y "movil" de la mama es el infero externo y por tanto es el que deberemos mover y traccionar para lograr un adecuado posicionamiento.

El pectoral mayor será visualizado hasta 1 cm, por debajo de la línea posterior del pezón. Formando en su borde anterior una ligera convexidad.

Hay que asegurarse de no coger pliegue de la región superior del abdomen lo que modificaría la compresión, el "estiramiento" del tejido mamario y alteraría el contraste de la mamografía por toma de datos imprecisos en la cámara de ionización.

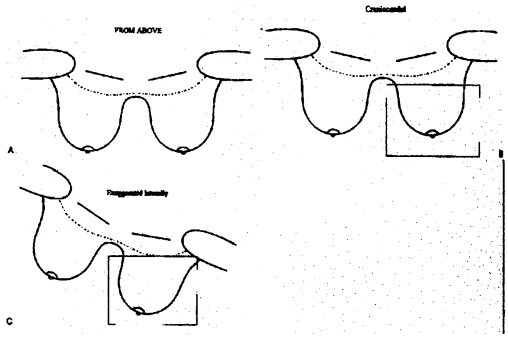
Proyecciones adicionales.

Aunque no se realizan generalmente en el área de cribaje, sino en el área de confirmación deben ser conocidas.

Las más habituales son:

- Proyección lateral a 90º.

Aunque se pierde tejido respecto a la O.M.L. tiene menor distorsión del tejido y debe emplearse en su vertiente latero-medial o medio–lateral para acercar lo más posible la lesión a la placa y lograr mejor definición.



Asimismo se emplea en imágenes visualizadas en proyección O.M.L. y no en C.C. para determinar si la lesión es real.

- Proyección craneo-caudal exagerada.

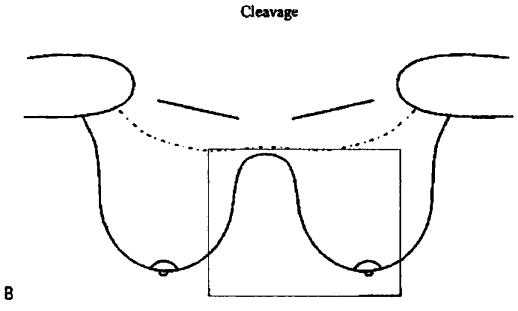
Es adecuada para valorar la cola de la mama , y se realiza con la paciente girada para recoger la región más externa de la mama.

- Proyección axilar o "Cleopatra"

En esta proyección sólo se incluye la región de la cola de la mama excluyendo la región medial y central.

- Proyección de los Valles.

Útil en pacientes con mamas voluminosas que exceden a la placa 18 x 24 cm, incluye ambas regiones más internas y bilaterales.



Asimismo hay que recordar la necesidad de una adecuada rotulación de las radiografías señalando que las marcas siempre estarán en la región superior de las radiografías oblicuas y laterales, y en la externa de la craneo-caudal.

Si la paciente refiere la existencia de nódulos, etc., asegurarse de que han sido incluidos en el área radiografiada y reseñarlo al médico.

Es útil referirse a lesiones externas como verrugas, cicatrices, quemaduras, etc.

El técnico en mamografía debe de recordar constantemente, que su aportación a la detección precoz del cáncer es imprescindible y mantener siempre un alto nivel de calidad.

6.

FÍSICA DE LA MAMOGRAFÍA

Pilar Morán Penco

Universidad Complutense. Madrid

1. CONSIDERACIONES GENERALES.

Las imágenes mamográficas actuales poseen una calidad sensiblemente superior y se obtienen con dosis de, aproximadamente, el 5% de la que se impartía hace 35 años cuando los primeros equipos específicos para mamografía aparecieron en el mercado. Estos logros son el resultado de los avances tecnológicos y los esfuerzos acumulados de un conjunto de profesionales - radiólogos, ingenieros, especialistas en física médica, etc. - que han trabajado de forma conjunta a lo largo de este periodo basándose en los principios físicos de formación de la imagen y de la interacción de los rayos X con la materia.

En la formación de la imagen mamográfica, los fotones procedentes del tubo de rayos X que atraviesan la mama se atenúan de forma distinta como consecuencia de la distinta composición de los tejidos que la componen. Esto origina variaciones espaciales de intensidad en el haz transmitido. En un sistema de cartulina-película, un porcentaje de esos fotones es capturado por la cartulina, que transforma las diferencias anteriores en diferencias de producción de luz. Estos fotones luminosos provocan sobre la película diferencias de densidad óptica que dan lugar a la imagen. La calidad de la imagen mamográfica – al igual que el resto de imágenes médicas – depende del contraste, de la resolución, del ruido y de los artefactos. Esto es, los detalles clínicamente relevantes en una imagen mamográfica serán visibles si existen abruptas diferencias en la densidad óptica de la película y si los bordes de dichos detalles no están excesivamente degradados por la borrosidad o los artefactos. El otro aspecto importante a tener en cuenta, el riesgo asociado a la interacción de los fotones de rayos X con los tejidos de la mama, obliga a utilizar condiciones en el proceso de obtención de imágenes que, preservando el poder diagnóstico, minimicen los valores de dosis. En estas condiciones se incluye la selección de un equipo mamográfico adecuado (equipo de rayos X, receptor de la imagen, etc.) y la utilización de las técnicas radiográficas idóneas en función de las características del equipo y de la mama.

2. CARACTERÍSTICAS DE LA MAMA.

El tamaño y la composición de la mama varían ampliamente de una mujer a otra y a lo largo de la edad. En la infancia, la mama está compuesta principalmente de tejido adiposo y en la pubertad comienza a desarrollarse el tejido glandular continuando hasta la madurez. A partir de la menopausia este tejido se sustituye gradualmente por grasa. Sin embargo, la edad no es el único factor determinante ya que existen otros tales como el espesor o los tratamientos hormonales que influyen de forma notable en la composición del tejido mamario. Debido a ello es común encontrar diferencias acusadas entre los patrones mamográficos – en densidades radiográficas - de las mamografías de mujeres con edad similar. Por ejemplo, se sabe que la proporción de tejido glandular varía con el espesor disminuyendo desde un 68%, para espesores inferiores a 3 cm, hasta un 16% para espesores mayores que 7 cm. De todos los tejidos que forman la mama, el tejido glandular (incluyendo epitelio acinar y ductal y el estroma asociado) es el que tiene un mayor riesgo de cáncer radioinducido.

El espesor de la mama es variable – mayor en la pared del tórax que en la parte del pezón – aunque los dispositivos de compresión utilizados en mamografía disminuyen en gran medida las diferencias. En general, el espesor de la mama bajo compresión está comprendido entre 2 cm y 10 cm, con un valor promedio entre 4,5 y 6 cm dependiendo del tipo de población. En nuestro país este valor es algo mayor que 5 cm (1,2). El área de la mama comprimida puede variar desde 35 cm^2, hasta valores tan altos que hagan necesarias varias exposiciones, o el uso de un chasis mayor que el tamaño estándar (18 x 24 cm), para visualizar completamente la mama.

Las composiciones atómicas de los tejidos adiposo y glandular de la mama obtenidas por Hammerstein y colaboradores (3) se muestran en la tabla 1. Son importantes para el estudio de las propiedades físicas del sistema mamográfico y para la optimización de las técnicas radiográficas. A los datos de esta tabla hay que añadir la composición de las microcalcificaciones que son muchas veces el único signo de anormalidad visible en un cáncer precoz. Las calificaciones son motas o granos de hidroxiapatita de calcio o fosfato de calcio que están asociados con el cáncer de mama hasta en un 50% de los casos. Su diámetro indi-

vidual va desde algunos milímetros a menos de 0,05 mm. En la práctica se pueden visualizar calcificaciones a partir de un diámetro de 0,1 ó 0,2 mm. Otros detalles patológicos de interés son las masas tumorales con dimensiones de unos pocos milímetros inmersas en tejido glandular o las estructuras filamentosas tales como extensiones fibrosas en tejido adiposo.

Tabla 1. Composición del tejido adiposo y glandular de la mama (3)

	Porcentaje de composición en peso				Densidad (g cm^{-3})
	H	C	N	O	
Tejido adiposo	11,2	61,9	1,7	25,1	0,93
Tejido glandular	10,2	18,4	3,2	67,7	1,04

3. Interacción de los fotones con la mama.

La diferencias de composición y densidad entre los tejidos adiposo y glandular de la mama son suficientes para que se produzcan diferencias de absorción y dispersión de los fotones de rayos X cuando su energía es la adecuada. No sucede lo mismo cuando se comparan entre sí el tejido glandular y las masas tumorales. De acuerdo con los resultados obtenidos por Johns y Yaffe (4), las diferencias más acusadas entre los coeficientes de atenuación de los tejidos adiposo y fibroso y el carcinoma ductal infiltrante se obtienen con fotones de baja energía (figura 1). Sin embargo, aún para estas energías, las diferencias correspondientes al tejido glandular y al carcinoma son pequeñas. En consecuencia, los cánceres de mama pueden aparecer en la mamografía como estructuras con densidad radiográfica similar a la del tejido glandular. Aunque las diferencias entre las calcificaciones y el tejido glandular son más acusadas, su pequeño tamaño hace que se necesite una resolución excelente para que sean visibles en la imagen mamográfica.

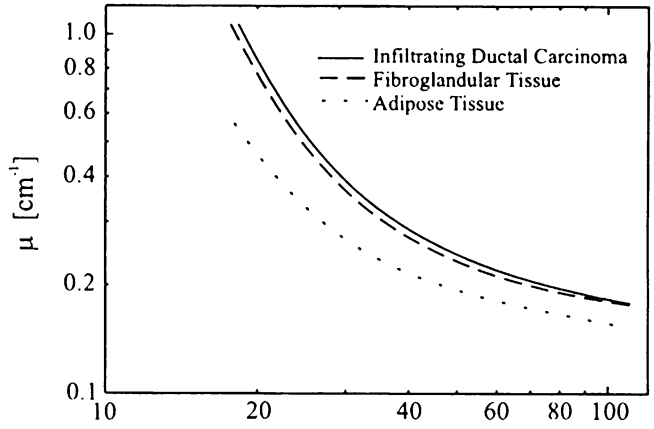


Figura 1. Dependencia del coeficiente de atenuación lineal con la energía de los fotones para los tejidos de la mama y el carcinoma ductal infiltrante.

En el rango de energía de los fotones de rayos X en mamografía, las principales interacciones con el tejido mamario son debidas al efecto fotoeléctrico y a los procesos de dispersión. El efecto fotoeléctrico es la interacción dominante por debajo de 22 keV. En esta interacción prácticamente toda la energía del fotón incidente se transfiere al electrón expulsado y, por tanto, es la responsable de la mayor parte de la energía depositada en la mama. Los procesos de dispersión son la suma de las dispersiones coherente e incoherente. En la dispersión coherente, todos los fotones se dispersan en fase y no hay ionización atómica ni transferencia de energía. El único efecto es un cambio ligero en la dirección del fotón puesto que la dirección hacía delante (0º) se ve favorecida.

En la dispersión incoherente o Compton, la transferencia de energía al electrón atómico - en el intervalo de energía utilizado en mamografía - es pequeña, del orden de 3 keV como máximo. Sin embargo, independientemente del escaso depósito de energía en la mama, los procesos de dispersión tienen una importancia considerable en mamografía por su influencia en el contraste: por una parte contribuyen al contraste inherente (por su contribución a la probabilidad total de interacción) y por otra degradan el contraste debido a los fotones dispersados que alcanzan la película.

4. PARÁMETROS FÍSICOS.

De lo dicho hasta aquí se deduce que la mamografía es una de las técnicas radiológicas más exigentes. La necesidad de hacer visibles en la imagen detalles tan sutiles dentro de la compleja arquitectura de la mama obliga a potenciar el contraste y la resolución y a minimizar el ruido. Además ha de obtenerse con una dosis tan baja como sea posible. Con respecto a los valores dosimétricos, distintas especificaciones de dosis han sido propuestas a lo largo de los últimos años: dosis en superficie (con y sin retrodispersión), dosis a mitad de espesor de la mama, dosis media en el tejido mamario y dosis promedio en el tejido glandular (D_G). Este último es el tejido de mayor riesgo de cáncer radioinducido y, por ello, esta magnitud ha sido la recomendada por la ICRP (5) y adoptada en gran parte de los protocolos de mamografía para la estimación del riesgo de carcinogénesis inducida por la radiación.

4.1 Contraste de la imagen.

En un sistema cartulina-película, el contraste de la imagen es la diferencia de densidades ópticas *(DO)* correspondiente a la estructura de interés y sus alrededores. Los factores que influyen en el contraste son: la naturaleza del objeto y la del fondo en el que está inmerso (contraste inherente), el espectro transmitido, la radiación dispersa y el contraste de la película.

El contraste inherente depende de la diferencia entre las fluencias energéticas de rayos X absorbidas por la cartulina en dos zonas de interés. Estas diferencias son consecuencia de las diferencias de atenuación dentro de la mama y se define como:

$$CI = \log_e(\psi_o / \psi_f)$$

donde *CI* es el contraste inherente al objeto, y ψ_o y ψ_f son las fluencias energéticas absorbidas en la cartulina asociadas al objeto y al fondo respectivamente. *CI* es directamente proporcional a la diferencia entre los coeficientes de atenuación del objeto y el fondo ($\Delta\mu_{ef}$) y al espesor del objeto. Los tejidos blan-

dos de la mama, como se ha indicado, son similares en número atómico y densidad y las diferencias entre los coeficientes de atenuación son pequeñas. Las microcalcificaciones tienen mayor número atómico efectivo y densidad que los tejidos circundantes pero son de pequeño tamaño. Por tanto, para las estructuras mamarias de interés diagnóstico el *CI* es bajo.

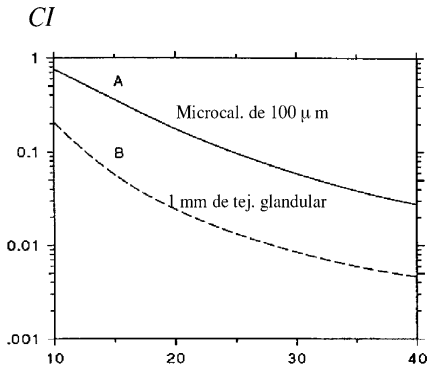


Figura 2. Dependencia de CI con la energía de los fotones. (A) CI para una calcificación de 100 μm en el tejido promedio de la mama. (B) CI para 1 mm de tejido glandular en tejido adiposo.

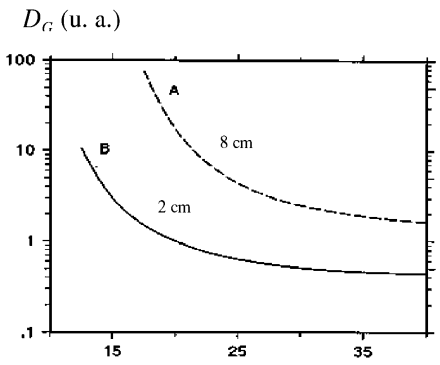


Figura 3. Dependencia de D_G con la energía de los fotones para dos espesores de mama. (u. a.: unidades arbitrarias)

La figura 2 (6, 7) muestra dicho contraste en función de la energía de los fotones para una microcalcificación de 100 μm dentro del tejido promedio de la mama y para 1 mm de tejido glandular dentro de tejido adiposo. El contraste se ha calculado sin tener en cuenta la degradación debida a la borrosidad y a la dispersión. Puede verse que se necesitan fotones de baja energía para alcanzar un contraste adecuado. No obstante, la utilización de estos fotones está reñida con los requisitos de baja dosis ya que son fuertemente absorbidos por la mama.

La figura 3 (6, 7) muestra la dependencia entre D_G y la energía de los fotones para mamas de 2 cm y 8 cm de espesor. En estas curvas se ve el incremento importante de dosis al utilizar fotones de baja energía, sobre todo en el caso de la mama más gruesa. La elección del espectro de rayos X utilizado en mamo-

grafía es, por tanto, un compromiso entre los requerimientos de calidad de la imagen y dosis.

El contraste de la imagen se degrada por la radiación dispersa que alcanza al receptor de la imagen. Esta degradación varía con la energía de los fotones y el tamaño y composición de la mama. Puede cuantificarse mediante el denominado *Factor de Degradación del Contraste (FDC)*, que es la relación entre el contraste de la imagen con y sin radiación dispersa (8):

$$FDC = 1/(1+S/P)$$

S y P son las energías absorbidas en el receptor de la imagen procedentes de la radiación dispersada y primaria respectivamente. El cociente S/P aumenta con el espesor de la mama y del tamaño del campo. Su valor varía aproximadamente entre 0,33 y 1,0 cuando el espesor de la mama aumenta de 3 a 6 cm y el diámetro del campo lo hace de 4 a 14 cm (8). La dependencia con la composición de la mama es más suave. En la práctica es corriente encontrar mamas de espesor superior a 8 cm y extrapolando los datos anteriores hallaríamos una relación S/P de 1,5 aproximadamente. Si se calcula *FDC* con los datos anteriores, se encuentra que solo es posible obtener del 40% (S/P = 1,5) al 75% (S/P = 0,33) del *CI* a no ser que la radiación dispersa sea eliminada. Si toda ella es controlada, el contraste puede mejorarse en un factor comprendido entre 1,4 y 2,5.

Para eliminar la radiación dispersa se utilizan las rejillas antidifusoras. Idealmente una rejilla debería transmitir toda la radiación primaria del haz de rayos X y absorber toda la dispersa. En la práctica, las rejillas de mamografía transmiten el 60% - 75% de la radiación primaria y absorben el 75% - 85% de la dispersa. El comportamiento de una rejilla se caracteriza por el incremento de contraste que produce y el incremento de dosis que implica su uso. El primer efecto se mide por el *Factor de Incremento de Contraste (FIC)* definido como el cociente entre los contrastes de la imagen con y sin rejilla. El incremento de dosis se mide mediante el *Factor de Rejilla (FR)* definido por el cociente de la dosis con rejilla y sin rejilla. La relación entre ambos factores es (8):

$$FR = 1/T = FIC/T_p$$

donde T y T_p representan respectivamente las fracciones de radiación total (primaria + dispersa) y primaria transmitidas por la rejilla. Ambos factores *FIC* y *FR* dependen de la relación S/P y, por tanto, del espesor de la mama. La figura 4 (8) muestra dicha dependencia. En ella podemos observar que la utilización de la rejilla con mamas de pequeño tamaño prácticamente duplica la dosis sin mejoras sustantivas del contraste.

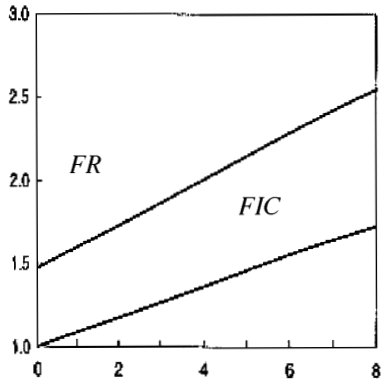


Figura 4. Factor de incremento de contraste (FIC) y factor de rejilla (FR) en función del espesor de mama.

Los dos tipos de rejilla actualmente más usuales son lineales con un conjunto de láminas de plomo separadas por un material de baja absorción de la radiación. La altura de la lámina dividida por el espacio entre dos láminas consecutivas es el índice de rejilla *(IR)*. El primer tipo es móvil con valores típicos de 4:1 ó 5:1 para *IR* y 31 líneas cm^{-1}. El material entre las láminas es plástico o fibra de algodón. La otra rejilla es estacionaria con valores típicos de 3,5:1 para *IR* y 80 líneas cm^{-1} El material entre las láminas de plomo es aluminio. Las dos tienen cubiertas de baja absorción de los rayos X. Dance et al (9) estudiaron con métodos de Monte Carlo los dos tipos de rejilla encontrando un mejor comportamiento de la rejilla móvil tanto desde el punto de vista del incremento del contraste como de la dosis (Fig. 5).

Recientemente ha aparecido en el mercado un nuevo tipo de rejilla (8) introducida por la casa Lorad (Lorad, Dambury, Conn) y denominada rejilla HTC (high

transmission cellular grid). Las laminillas son de cobre, el índice de rejilla es 3,8:1 y el material entre las laminillas es aire. Mientras que las rejillas lineales no controlan la radiación dispersa paralela a las laminillas, la estructura celular de la rejilla HTC la controla en las dos direcciones. Un estudio comparativo entre varias rejillas móviles y una rejilla HTC ha sido recientemente publicado por Rezentes et al (10). Los resultados del trabajo muestran un comportamiento, en general, más satisfactorio de la rejilla HTC frente a las móviles para la mayoría de las condiciones investigadas (kV, espesor de PMMA y combinación ánodo-filtro).

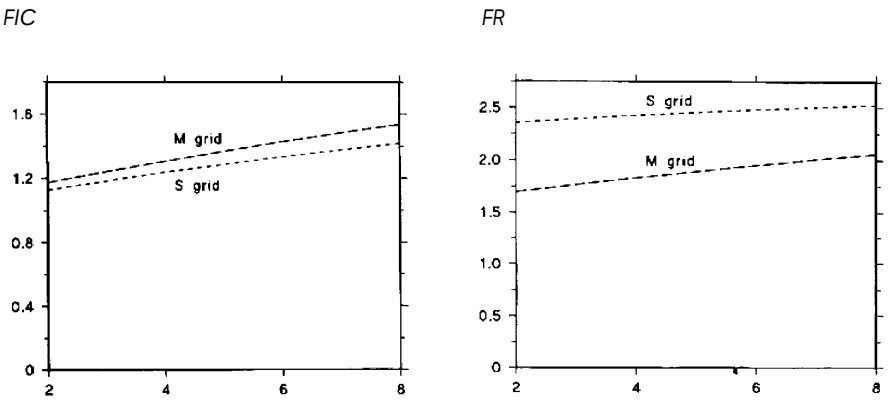


Figura 5. Dependencia de FIC (a) y del FR (b) en función del espesor de mama para una rejilla movil (M) y otra fija (S). La comparación corresponde a 28 kV y una combinación ánodo/filtro de Mo/30 μm Mo (6).

4.2 Borrosidad.

El poder de resolución de un sistema de formación de la imagen representa la capacidad del sistema para formar imágenes diferenciadas de dos objetos que están muy próximos entre sí. Está íntimamente relacionado con la borrosidad que introduce el sistema. Existen cuatro factores que contribuyen a la borrosidad total: el tamaño de la mancha focal y la geometría (borrosidad geométrica), las características del receptor y el movimiento de la paciente.

Si ignoramos la borrosidad debida al movimiento (mama bien comprimida y tiempos de exposición cortos), la borrosidad total "*B*" se puede obtener combinando cuadráticamente la borrosidad geométrica y la del detector:

$$B = 1/A \cdot \sqrt{(A-1)^2 \cdot f^2 + F^2}$$

En esta expresión *A* es el aumento o ampliación de la imagen definido como el cociente entre la distancia foco-película y la distancia foco-objeto; *f* es el tamaño de la mancha focal y *F* es la borrosidad del receptor. Valores típicos de *F* en mamografía son del orden de 0,06 mm ó 0,05 mm.

El factor 1/*A* convierte el valor de la borrosidad en el plano imagen al correspondiente valor en el plano objeto. El primer término dentro de la raíz representa la borrosidad geométrica, aumenta con la ampliación y es cero para un valor unidad. Es evidente que en las técnicas de ampliación ($A \approx 1{,}5$ ó 2) la borrosidad total aumenta a no ser que se utilice un tamaño de la mancha focal suficientemente pequeño. De hecho solo se practican si el equipo dispone de un foco fino (tamaños de foco nominales iguales o inferiores a 0,15 mm).

En los equipos actuales y con mamografía de contacto es común encontrar los siguientes valores nominales: $A \approx 1{,}1$; $f \approx 3\ 10^{-4}$ m y $F \approx 6\ 10^{-5}$ m. Con ellos la borrosidad geométrica es aproximadamente la mitad de la correspondiente al receptor y la borrosidad total comparable a la de la cartulina ($B = 6{,}1\ 10^{-5}$ m). En la práctica, el valor real de *f* es mayor y la borrosidad se incrementa.

Además, la necesidad de utilizar altos rendimientos del tubo de rayos X impone limitaciones al tamaño del foco. Si el rendimiento es bajo, aumentan los tiempos de exposición y con ello la probabilidad de borrosidad por movimiento además del fallo de la ley de reciprocidad. Para obtener tiempos de exposición suficientemente pequeños se recomiendan corrientes del tubo de al menos 100 mA para el foco grueso y 30 mA para el foco fino.

4.3 Ruido.

Físicamente, el ruido o moteado radiográfico de un conjunto cartulina-película (σ) es el valor cuadrático medio de las fluctuaciones de densidad óptica en un área de la película uniformemente expuesta. Las medidas se hacen con un densitómetro cuyo diámetro de apertura es comparable al del detalle de interés. Las principales fuentes de ruido en mamografía son: el grano de la película (σ_g) la estructura de la cartulina (σ_c) y el ruido o moteado cuántico (σ_q). Puesto que son independientes entre sí se combinan cuadráticamente para obtener el ruido total (σ), que resulta ser función de la DO de la película. El contraste y el ruido afectan a la visibilidad de importantes detalles de la mama. Por tanto, como un índice de la calidad de la imagen se utiliza la *relación señal-ruido (RSR)* definida como el cociente entre el incremento de DO del detalle frente al fondo y el ruido total σ correspondiente a dicho detalle.

La *RSR* depende de la energía de los fotones y el espesor de la mama. La *RSR* disminuye rápidamente al aumentar la energía de los fotones con un umbral de energía por encima del cual las microcalcificaciones no pueden visualizarse. Este comportamiento es común para todos los espesores.

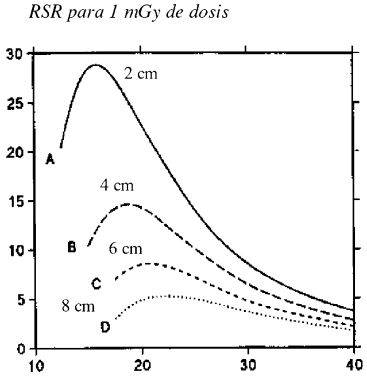


Figura 6. Dependencia de la relación señal/ruido con la energía de los fotones para una microcalcificación de 100 μm y una dosis media en mama de 1 mGy.

En vista del resultado anterior varios autores han estudiado la *RSR* para predecir la energía óptima en mamografía que produzca, a igualdad de dosis, la mejor *RSR*. La figura 6 muestra los resultados de Dance (6, 11) para microcalcificaciones de 100 μm y espesores de mama comprimida entre 2 cm y 8 cm. Cada curva pasa por un valor máximo que representa la energía optima de los fotones, siendo dicha energía distinta para cada espesor. De estas curvas pueden derivarse las bandas de energía más adecuadas para obtener la mejor *RSR* con cada espesor. Dichas bandas se recogen en la tabla 2 (7).

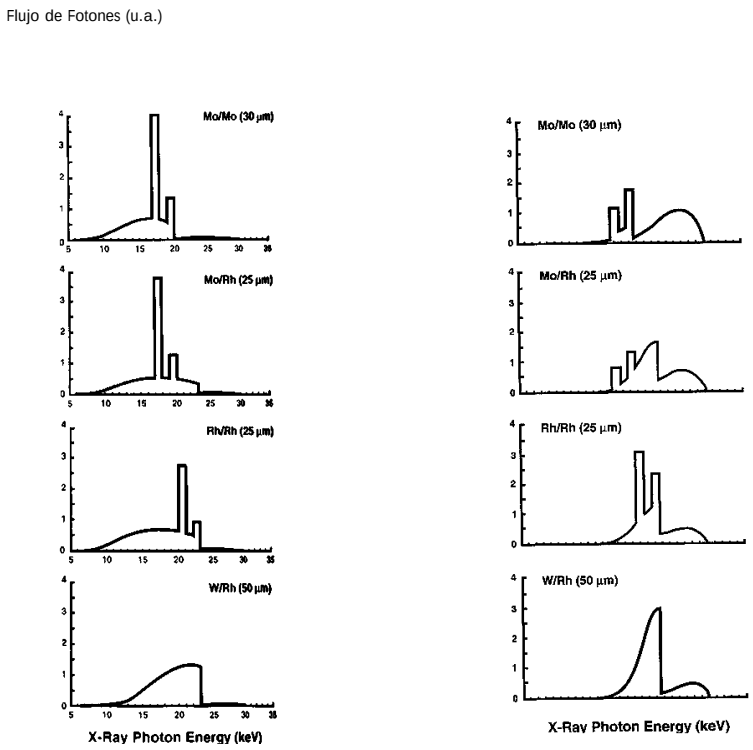
Tabla 2. Intervalos de energía óptimos para mamografía en función del espesor de mama. Representan, para una dosis fija, la mejor RSR.

Espesor de mama	2	4	6	8
Intervalo de energía (keV)	14 – 18	17 – 21	19 – 23	20,5 – 23,5

5. Espectros de rayos X.

La calidad del haz de fotones a utilizar en mamografía está condicionada por la necesidad de obtener un alto *CI*, una buena *RSR* y un valor aceptable de dosis. De lo expuesto anteriormente se deduce que el intervalo de energía más adecuado está comprendido entre 14 y 25 keV. En la figura 7a (8) puede verse un esquema de los espectros típicos usados hoy día en mamografía con el sistema cartulina-película. Hay cuatro combinaciones ánodo-filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh y W/Rh. La mayoría de los equipos tienen la primera combinación y algunos disponen de un filtro adicional de Rh. El equipo DMR de GE tiene un tubo con dos pistas de Mo y Rh y dos filtros de Mo y Rh respectivamente lo que permite seleccionar la combinación Rh/Rh aparte de las dos anteriormente mencionadas. El modelo Mammotat 3000 de Siemens puede equiparse con un tubo de doble pista de Mo y W y doble filtro de Mo y Rh que permite seleccionar las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y W/Rh. En la tabla 3 aparecen las propiedades físicas más destacables del Mo, Rh y W (8). La energía de la radiación característica de los dos primeros elementos está dentro del intervalo deseado y

juega un papel importante en la formación de la imagen. El número atómico del volframio es muy superior al de los anteriores y a las tensiones utilizadas en mamografía la radiación característica K no se produce. Las líneas L correspondientes a los tres elementos tienen una energía tan baja que son eliminadas por la filtración.



a) espectro incidente en la mama

b) espectro transmitido por una mama 50%/50% y 8 cm de espesor

Figura 7. Espectros de fotones para distintas combinaciones ánodo/filtro y 30 kV (u. a.: unidades arbitrarias); a) espectro emitido por el tubo; b) espectro transmitido por una mama de composición promedio y 8 cm de espesor.

Tabla 3. Propiedades físicas del Molibdeno, Rodio y Volframio.

Elemento	Nº atómico	Densidad 10^3 (kgm^{-3})	Punto de fusión (ºC)	Borde K (keV)	Kα	Kβ
Mo	42	10,2	2610	20,0	17,4	19,7
Rh	45	12,4	1966	23,2	20,2	22,8
W	74	19,3	3360	69,5	58,6	68,2

En la tabla 4, junto con los espesores del filtro habituales para cada combinación, están los valores típicos de los rendimientos y capa hemirreductora (CHR). En la tabla 5 aparecen las fracciones de radiación característica/radiación de frenado para el intervalo de tensiones de mamografía.

Tabla 4. Rendimientos y capa hemirreductora a 30 kV para diferentes combinaciones ánodo/filtro.

Ánodo/filtro	Rendimientos a 1 m (μGy/mAs)	Capa Hemirreductora (mm de Al)
Mo/30 μm Mo	51	0,37
Mo/25 μm Rh	44,5	0,43
Rh/25 μm Rh	42,6	0,44
W/50 μm Rh	17,8	0,55

Tabla 5. Fracción (%) de radiación característica/radiación de frenado para las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh a diferentes tensiones del tubo.

Tensión del tubo (kV)	Porcentaje de radiación característica		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
25	18	19	3
30	30	31	16
35	36	37	26

6. TÉCNICA RADIOGRÁFICA.

La optimización de la técnica radiográfica es fundamental para conseguir la mejor relación calidad de imagen/dosis. La decisión de utilizar o no la rejilla en función de las características de la mama (apartado *4.1*) o el grado de compresión utilizado comprometen la relación anterior. Igualmente la selección de la combinación ánodo/filtro y de la tensión del tubo es siempre un compromiso entre calidad de imagen y dosis.

6.1. Combinación ánodo, filtro y tensión del tubo.

Con la combinación Mo/Mo, las tensiones habituales están entre 25 y 30 kV. Ocasionalmente cuando las mamas son muy densas y gruesas la tensión puede incrementarse dos o tres kV más. El espectro que se obtiene con estas tensiones es rico en radiación de frenado entre 15 y 20 keV y radiación característica. Estos fotones son óptimos para obtener las imágenes de mamas con espesor pequeño y mediano. Al incrementar los kV aumenta el porcentaje de fotones por encima del borde de absorción del filtro de Mo y el haz se hace más penetrante. De esta forma se reduce la atenuación y la energía depositada en la mama.

En la figura 8 (8) puede verse como aumenta la dosis glandular cuando disminuye la tensión en función del espesor de la mama. En la figura 9 (8) se observa la disminución del contraste para una calcificación de 0,5 mm cuando la tensión aumenta. En ambas se considera una mama promedio (50% grasa/50% glandular). Pérdidas de contraste similares se obtienen para un carcinoma en tejido glandular.

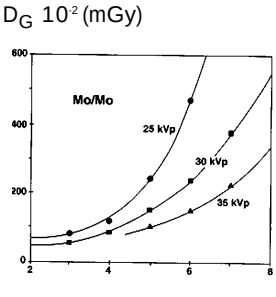


Figura 8. Dosis glandular frente al espesor de mama (composición 50%/50%) para varias tensiones.

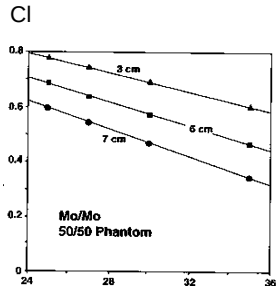


Figura 9. Contraste en función de la tensión (kV) para varios espesores de mama.

Cuando el espesor y la densidad de la mama aumentan, lo habitual es aumentar la tensión (29 – 32 kV). En la figura 7b (8) aparece el espectro de Mo/Mo a 30 kV transmitido por una mama promedio con 8 cm de espesor. Es bimodal, con un déficit de fotones entre 20 y 23 kV intervalo energético para el cual la absorción de la cartulina es más alta. La consecuencia es un aumento de la dosis necesaria para obtener la densidad óptica adecuada. El espectro generado con la combinación Mo/Rh y transmitido por una mama de características iguales a la anterior tiene una distribución más homogénea y mayor número de fotones entre 20 y 23 keV debido al borde de absorción más alto del Rh. El incremento de fotones de esta energía es aún mayor para espectros del Rh/Rh y W/Rh (figura 7b).

En la figura 10 aparecen los valores de dosis glandular a 27 kV para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh (8). Como se deduce del párrafo anterior, los valores de D_G son siempre inferiores para la combinación Rh/Rh y las diferencias entre las tres combinaciones se acentúan para los espesores más gruesos. La figura 11 representa, frente a la tensión del tubo, el contraste intrínseco para una microcalcificación de 0,5 mm obtenido con las tres combinaciones anteriores. Los resultados corresponden a espesores de mama de 3 y 7 cm (8). Para el primer espesor el mejor contraste se alcanza siempre con Mo/Mo y el peor con Rh/Rh.

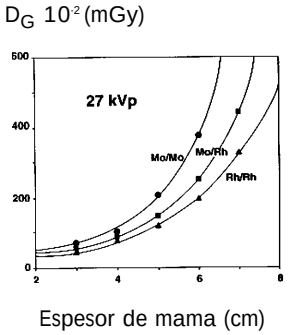


Figura 10. Dosis glandular frente al espesor de mama (composición 50%/50%) para varias combinaciones ánodo/filtro.

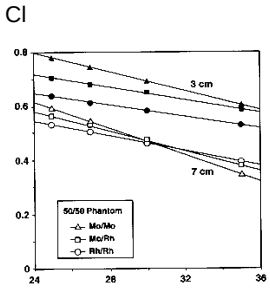


Figura 11. CI frente a los kVs para varias combinaciones ánodo/filtro y espesores de mama.

Para 7 cm, el contraste disminuye en los tres casos con la tensión pero la pendiente mayor es para Mo/Mo y la más suave para Rh/Rh. Estas gráficas permiten optimizar las técnicas radiográficas para cada espesor: con mamas pequeñas el contraste es apreciablemente mejor con Mo/Mo sin penalizaciones de dosis; para mamas gruesas se obtienen reducciones de dosis sin comprometer el contraste utilizando la combinación Rh/Rh y 30 kV.

6.2 Compresión de la mama.

La compresión de la mama es esencial en mamografía. Al comprimir se reduce el espesor sin variar apenas la densidad del tejido puesto que la superficie de la mama aumenta. Con una firme compresión se consigue:

- Aumentar el contraste. Varios factores contribuyen a aumentar el contraste como consecuencia de la disminución del espesor de la mama: disminuye la radiación dispersa (S/P es menor); se puede utilizar un haz incidente de energía media más baja (p.e. bajar los kV, etc.); el espectro que alcanza al receptor es más blando. Por último, al uniformizar el espesor las exigencias del rango dinámico (latitud) de la película se suavizan y puede utilizarse una de mayor contraste.

- Reducir de dosis. Al comprimir se reduce el espesor disminuyendo la atenuación del haz de rayos X. En ocasiones, una compresión adecuada permite prescindir de la rejilla.

- Disminuir la borrosidad. Las estructuras de la mama se aproximan al plano de la imagen lo que disminuye la borrosidad geométrica. Además, la firme compresión disminuye los tiempos de exposición e inmoviliza a la paciente contribuyendo ambas cosas a disminuir la borrosidad por movimiento.

- Se facilita el diagnóstico. Al expandirse la mama disminuye la probabilidad de que se solapen determinadas estructuras dentro de ella.

7. Referencias

1. Morán P, Chevalier M and Vañó, 1994. Comparative study of dose and image quality in mammography in the area of Madrid. Br. J. Radiol. 67:556-63.

2. Chevalier M, Morán P, Pombar M, Lobato R and Vaño E, 1998. Breast dose measurements on a large group of patients: results from a 4 year period. Radiat. Prot. Dosim. 80: 1 – 3, 187-190.

3. Hammerstein GR, Miller D W, White DR, Masterson ME, Woodard HQ and Laughlin JS, 1979. Absorbed radiation doses in mammography. Radiology 130, 485-91.

4. Johns PC and Yaffe MJ, 1987. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. Phys. Med. Biol. 6, 675-695.

5. ICRP (International Commission on Radiological Protection), 1987. Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP. ICRP Publication 52 Annals ICRP 17(4) (Oxford: Pergamon).

6. Dance DR), 1994. Physics of Mammography en Abstracts Book of Mammography Physics Training Meeting. York (Reino Unido.

7. IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine), 1994. The Commission and Routine Testing Of Mammographic X-ray Systems, Topic Group Report 59 2nd edition, (York: IPSM).

8. Barnes GT. Mammography Imaging Physics: X-ray Equipment Considerations. In Haus AG and Yaffe MJ eds. 1999 Syllabus Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Physical Aspects of Breast Imaging- Current and Future Considerations. Radiological Society of North America.

9. Dance DR, Persliden J and Carlsson AG, 1992. Calculation of dose and contrast for two mammographic grids. Phys. Med. Biol. 37, 235-248.

10. Rezentes PS, de Almeida A and Barnes G T, 1999. Mammography grid performance. Radiology 210, 227-232.

11. Dance DR and Day G. Simulation of mammography by Monte Carlo calculation- the dependence of radiation dose, scatter and noise on photon energy, in "Patient exposure to radiation in Medical X-ray diagnosis". Eds G Drexler, H Eriskat and H Schibilla. EUR 7438,227-243 (CEC, Brussels).

7.

CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS DE LOS EQUIPOS DE RAYOS X PARA MAMOGRAFÍA

(SEGÚN LOS PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA TÉCNICA MAMOGRÁFICA)

Santiago Miquélez Alonso

Hospital de Navarra. Pamplona

1.- Breve historia de la mamografía

Aunque la mamografía se emplea como práctica clínica desde 1927 para el diagnóstico de anormalidades mamarias, es a partir de los años 60 cuando esta técnica experimenta un desarrollo específico para, como demostraron Gershon –Cohen y Egan, alcanzar unas prestaciones que permitieran detectar tumores clínicamente ocultos y por lo tanto desarrollar el concepto de "detección precoz" y poner en marcha los primeros programas de muestreo, cribado o mas generalmente screenning, de mujeres asintomáticas.

2.- Los estudios H.I.P y B.C.D.D.P.

En la línea del anterior apartado se realizaron dos estudios. De 1963 a 1967 se desarrolló el Health Insurance Plan of N.Y. (H.I.P) abarcando a 60.000 mujeres de entre 40 y 65 años. La evaluación empleó mamografías y exámenes físicos.

En 1973 el Breast Cancer Demonstration Project (B.C.D.D.P.) completó 5 muestreos anuales con 270.000 mujeres de entre 35 y 75 años.

Es conveniente establecer una comparación, desde el punto de vista del uso de la mamografía, entre screening y diagnóstico. En el caso del screening el objetivo es la detección de anormalidades que serán posteriormente sometidas a diagnosis. Es de esperar que el resultado normal del screening sea el de un alto porcentaje de mujeres sanas. Por pura lógica esto nos lleva a buscar tecnologías que permitan el máximo contraste y resolución con la mínima dosis.

3.- ANATOMÍA

La mama es una glándula apocrina bien diferenciada que segrega leche durante la lactancia. Se sitúan por delante de los pectorales y se extienden desde el esternón hasta la línea media de la axila. La mama está compuesta por una fina capa externa de piel con una capa de tejido adiposo de espesor comprendido entre varios mm hasta alrededor de un cm. Por debajo de la capa adiposa se encuentra el tejido conjuntivo que actúa como soporte y que contiene vasos sanguíneos, canales linfáticos y una cantidad variable de tejido adiposo. También incluye el tejido glandular que contiene de 15 a 20 lóbulos que a su vez se subdividen en lobulillos que drenan a través del sistema ductal hasta el pezón.

Virtualmente todos los tumores aparecen en el tejido glandular. El objetivo de la mamografía es por lo tanto, alcanzar las mejores condiciones de resolución y contrate dentro de los límites de dosis razonables.

La mayoría de los tumores aparecen en el centro y en los laterales, según la distribución del tejido glandular. Por lo tanto es muy importante seleccionar las proyecciones que mejor evalúen estas áreas.

4.- EXPOSICIÓN DIRECTA VS SISTEMAS PELÍCULA – CARTULINA

Exposición directa.

Hasta 1960 la mamografía no fue un procedimiento común. Se utilizaban métodos directos con dosis relativas altas.

Mamografía con película – pantalla

A partir de los 70 se introducen las combinaciones película-pantalla de emulsión simple que redujeron considerablemente las dosis necesarias.

La resolución inherente es peor pero el aumento de la velocidad ha permitido a) utilizar kVp menores aumentando el contraste y b) aumentar la distancia foco película y disminuir el tamaño de la mancha focal reduciendo la incertidumbre geométrica. La disminución del tiempo de exposición reduce la incertidumbre cinética

Tabla 1. Características generales

Marca	Modelo	Generador	Tiempo	mAs
Siemens	MAMMOMAT 1000	multipulso	De 10 ms a 4 s (7s)	De 2 a 600
Siemens	MAMMOMAT 3000	multipulso	De 7 ms a 4 s (7s)	De 0.1 a 752
Lorad	M – IV	H.F.		De 3 a 500
G. E.	Senograph 800 T	H.F.		
Philips	Mammo Diagnost 4000	H.F.	De 50 ms a 6 s	De 1 a 600
Imaging	Alpha RT	Carga variable		De 4 a 500

5.- Unidades específicas de mamografía

El empleo del sistema película-pantalla, exige el uso de equipos de rayos X específicos. Para visualizar correctamente las más pequeñas calcificaciones y los carcinomas incipientes es necesario utilizar bajos kilovoltajes y compresión uniforme.

6.- Haces de rayos X de baja energía.

El uso de bajas energías como es bien conocido permite mejorar el contraste de una radiografía. Para poder utilizar bajos kilovoltajes es necesario dis-

poner de sistemas de imagen de alta velocidad para evitar un aumento del tiempo de exposición. El kilovoltaje estándar de la mamografía es 28 kVp.

7.- Ánodo de Molibdeno y filtros.

En la actualidad se emplean los ánodos de molibdeno. Las líneas características de 17.9 y 19.56 keV proporcionan un espectro cuasi discreto después de la filtración y un alto contraste para las mamas de espesor medio. Si utilizamos un filtro de 0. 03 mm de Mo el espectro por encima de 20 keV prácticamente desaparece por la absorción del borde k del molibdeno a esta energía.

Además también eliminamos radiación menos energética con lo que se mejora el contraste y disminuye la dosis.

Con mamas más gruesas o densas se emplean filtros de Rh que desplazan ligeramente el espectro consiguiendo mayor penetración sin pérdida considerable de contraste.

Tabla 2. Tubos de Rayos X

Marca	Modelo	Rango kVp	Ánodo	Ventana	Filtros
Siemens	MAMMOMAT 1000	23 – 35	Mo	Be	30µm Mo, 25µm Rh
Siemens	MAMMOMAT 3000	23 – 35	Mo	Be	30µm Mo, 25µm Rh
Siemens	MAMMOMAT 3000	23 – 35	Mo / Tungs	Be	30µm Mo, 25µm Rh 30µm Mo, 25µm Rh 50 µm Rh
Lorad	M – IV	20 – 39	Mo	Be	30µm Mo, 25µm Rh
G. E.	Senograph 800T	25 – 31	Mo	Be	30µm Mo, 25µm Rh
Philips	Mammo Diagnost 4000	20 – 39	Mo	Be	30µm Mo, 25µm Rh
Imaging	Alpha RT	20 – 35	Mo		Mo y Rh

8.- CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (C.A.E.)

Los mamógrafos contienen el CAE también llamado fototemporizador que corta la exposición cuando el detector de radiación, situado por detrás del cassette con relación al foco, detecta la dosis necesaria para producir un ennegrecimiento determinado. Compensando adecuadamente por kVp y espesor de la mama, el CAE nos debe proporcionar la forma de conseguir imágenes reproducibles de alta calidad para evitar la repetición de imágenes con el consiguiente aumento de dosis.

En este apartado es crítica la ubicación del fotodetector. Este puede quedar por debajo de zonas no representativas de la mama produciendo un corte inadecuado. La mayoría de los mamógrafos presentan dos o más posiciones para este detector. Para facilitar el trabajo del operador, los equipos incorporan varios pasos de D.O. con variación de la misma , entre pasos consecutivos de entre 0.1 y 0.15 D.O.

Tabla 3. Relación Dosis-mAs-DO para un sistema C.A.E.

Paso CAE	mAs	Dosis (mGy)*	Rendimiento (mGy/mAs)	D.O.	Diferencia D.O.
-3	57.00	5.74	0.101	1.19	
-2	61.00	6.11	0.100	1.31	0.12
-1	65.00	6.54	0.101	1.43	0.12
0	69.00	6.93	0.100	1.5	0.07
1	73.00	7.41	0.102	1.62	0.12
2	78.00	7.91	0.101	1.72	0.10
3	84.00	8.41	0.100	1.83	0.11

* Dosis Relativas. Con 28 kV D.O objetivo para la posición central 1.5

Tabla 4. C.A.E

Marca	Modelo	Detectores	Pasos	Precisión Nominal
Siemens	MAMMOMAT 1000	Semiconductor	+/- 3	+/- 0.15 D.O (2-6 cm)
Siemens	MAMMOMAT 3000	Estado Sólido	+/- 4	+/- 0.15 D.O (2-6 cm)
Lorad	M – IV	Estado Sólido	+/- 3	
G. E.	Senograph	Estado Sólido	+/- 5	+/- 0.10 D.O.
Philips	Mammo Diagnost 4000		+/- 7	+/- 0.10 D.O.
Imaging	Alpha RT	Estado sólido	+/- 7	

9.- Tamaño de Foco y distancia foco – película

En la calidad de una mamografía son determinantes el tamaño de foco, su posición y la distancia a la película.

La distancia Foco – Película (DFP) y el tamaño del foco (F) están relacionados linealmente con la incertidumbre geométrica. (Ig). La inexistencia de esta borrosidad es muy importante en la visualización de pequeñas estructuras como microcalcificaciones y ramificaciones tumorales muy finas.

Mancha Focal.

Se denomina mancha focal al área del ánodo que emite rayos X. Esta superficie recibe electrones acelerados desde el cátodo y su tamaño y la distribución de la intensidad del haz influyen profundamente en la definición o detalle de la película. A menor tamaño de foco menor incertidumbre geométrica. Sin embargo los focos pequeños emiten menos radiación ocasionando un aumento de tiempo de disparo aumentando entonces la incertidumbre cinética.

A veces en mamografía es necesario aumentar el tamaño de la imagen para identificar mejor microcalcificaciones y otras patologías. Para evitar incerti-

dumbre geométrica es necesario entonces disponer de focos muy pequeños con lo que volvemos a necesitar tiempos mayores en perjuicio de la incertidumbre cinética (Ic). Por lo general los equipos de mamografía presentan ánodos de doble pista.

Distancia Foco-Película

La segunda variable en Ig es la distancia foco película. El rango de DFP oscila en los equipos comerciales oscila entre los 46 y 80 cm. A distancias grandes disminuye la borrosidad, la mama está mas cerca de la película que del tubo y disminuye la penumbra geométrica. A grandes distancias los focos gruesos también permiten obtener buen detalle pero la dosis disminuye con lo que es necesario emplear mayores cargas de trabajo.

Tabla 5. Foco y DFP

Marca	Modelo	Focos	DFP cm	Magnificación
Siemens	MAMMOMAT 1000	0.1/0.3	65	Factor de 1.5 ó 1.8
Siemens	MAMMOMAT 3000	0.1/0.3	65	Factor de 1.5 ó 1.8
Lorad	M – IV	0.1/0.3	65	Factor 1.8
G. E.	Senograph	0.1/0.3	65	
Philips	Mammo Diagnost 4000	0.1/0.3	60	Factor 1.7
Imaging	Alpha RT	0.1/0.3	60	1.6,1.8 ó 2.0

10.- Geometría del tubo.

El equipo debe proporcionar un haz de rayos tangente a la pared torácica. Aparte de mejorar la dosis este método permite alcanzar la parte más cercana a la pared torácica con dosis suficientes para obtener diagnóstico.

Tabla 6. Datos geométricos

Marca	Modelo	Tipo de Brazo	Giro	Desplazamiento vertical (cm)
Siemens	MAMMOMAT 1000	En C	+135º /-180º	De 65 a 140
Siemens	MAMMOMAT 3000	En C	+135º /-180º	De 65 a 140
Lorad	M – IV	En C	+195º /-165º	De 65 a 140
G. E.	Senograph			
Philips	Mammo Diagnost 4000	En C	+165º / -180º	De 60 a 150
Imaging	Alpha RT	En C	+135º / -180º	De 60 a 140

11.- REJILLAS

La radiación dispersa reduce el contraste. Para eliminar este problema se han desarrollado rejillas antidifusoras fijas y móviles. El problema subsiguiente es la necesidad de aumentar la dosis para alcanzar el ennegrecimiento necesario.

Rejillas móviles.

Las rejillas móviles de propósito general no son válidas para mamografía por la alta absorción de rayos X del material de relleno entre barras. Las rejillas móviles de mamografía son más finas que las convencionales y utilizan como material de relleno carbono. La mayoría de los nuevos mamógrafos incorporan las rejillas en un bucky con mecanismo de sincronismo para hacer las líneas invisibles.

Rejillas estacionarias.

Aunque cada vez menos, también se usan rejillas de muy baja densidad de 80 l/cm y razón 3.5:1 .Se pueden situar dentro o en la parte inferior de los cassettes de mamografía.

Estas rejillas mejoran el contraste en un 64% con un factor de dosis de 2.7.

Tabla 7. Rejillas

Marca	Modelo	Ratio	Tipo	Material hueco	Espaciado
Siemens	MAMMOMAT 1000	4:1	Móvil		27 l/ cm
Siemens	MAMMOMAT 3000	4:1	Móvil		27 l / cm
Lorad	M – IV	5:1	Móvil		
G. E.	Senograph				
Philips	Mammo Diagnost 4000				
Imaging	Alpha RT	5:1	Móvil	Carbono	36 l / cm

12.- EL COMPRESOR.

Es necesario el uso de un sistema de compresión paralelo a la superficie de la película. La parte posterior de la mama se debe alinear perfectamente con el plano de la película. La técnica pantalla-película exige una compresión vigorosa hasta alcanzar unos 4 cm para una mama media.

La compresión es importante por:

a) Reduce la incertidumbre geométrica al reducir la distancia objeto-placa.

b) Aumenta el contraste. Reduce la dispersión

c) Disminuye la incertidumbre cinética al disminuir el movimiento de la mama.

d) Reduce la dosis .Disminuye el espesor medio de la mama sin cambiar apenas la densidad media.

e) Proporciona mayor uniformidad de dosis al homogeneizar la parte posterior de la mama y también en menor medida la anterior.

Tabla 8. Sistemas de compresión.

Marca	Modelo	Tipo	Máx. Fuerza	Manejo
Siemens	MAMMOMAT 1000	Auto / manual	200 N	Pedal/Mano
Siemens	MAMMOMAT 3000	Auto / manual	200 N	Pedal/Mano
Lorad	M – IV	Auto/ manual	285 N manual	Pedal/Mano
G. E.	Senograph	Auto/ manual		Pedal/Mano
Philips	Mammo Diagnost 4000	Auto/ manual		Pedal/Mano
Imaging	Alpha RT	Auto/ manual		Pedal/Mano

8.

GENERACIÓN Y CONTROL DE RAYOS X (I)

Ramón Lobato Busto

Hospital Clínico de Santiago.

INTRODUCCIÓN

Hasta la década de los 60, los equipos de rayos X que se utilizaban en mamografía eran equipos convencionales con ánodo de volframio que producían unas imágenes muy pobres con el costo de una radiación considerable. En 1969 se comercializa el primer mamógrafo (Senograph I) con ánodo y filtro de molibdeno con el que se obtienen unas imágenes de una calidad considerable pero con el problema sin solucionar de la alta dosis de exposición. Esto no se resuelve hasta que en 1975 Du Pont introduce una combinación de cartulina-película diseñada exclusivamente para mamografía. Sucesivas mejoras técnicas se fueron introduciendo hasta nuestros días: se reduce el tamaño del foco, se implantan en los equipos el control automático de exposición CAE, se sustituyen los generadores por otros de alta frecuencia, se diseñan ánodos giratorios y con doble pista apareciendo el ánodo y filtro de rodio, etc... El objetivo final que se pretende con estas mejoras técnicas es el poder diagnosticar (detectar) cuanto antes el cáncer de mama, mejorando la imagen y reduciendo al máximo el tiempo de exposición y la dosis de radiación. Estas investigaciones, en la actualidad, se están desarrollando básicamente en el campo de la mamografia digital con la que se espera obtener buenos resultados.

Hoy en día no se está muy lejos de lo que sería la “mamografía individualizada”, o lo que es lo mismo, para cada mama, dependiendo del tamaño, composición, edad de la mujer, espesor, grado de compresión, etc., el mamógrafo automáticamente elige los parámetros mas adecuados para cada caso: tipo y tamaño de ánodo, tipo de filtro, kilovoltaje, posición del CAE, etc..

ESTRUCTURA Y EVOLUCIÓN DEL GENERADOR DE RAYOS X

El generador de un equipo de rayos X consta de tres partes bien diferenciadas: a) transformador de alta tensión, b) transformador de baja tensión o de filamento y c) rectificadores de corriente.

TRANSFORMADOR DE ALTA TENSIÓN

El transformador de alta tensión es un transformador elevador que convierte los 220 voltios de corriente alterna en kilovoltios del orden de 25 a 120 aproximadamente, dependiendo de la utilidad que se le pretenda dar al equipo de rayos X. Los transformadores sólo trabajan con corriente eléctrica alterna y la forma de onda saliente es idéntica a la entrante salvo que su amplitud es mayor (figura 1). El incremento de dicha amplitud, según la ley del transformador, es proporcional a la "relación de espiras" entre el arrollamiento primario y el secundario del transformador.

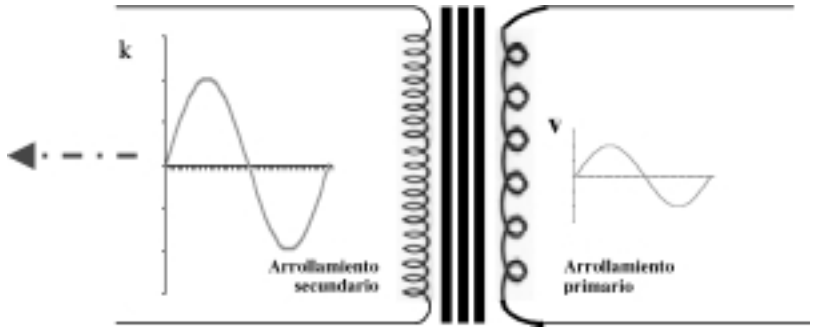


Figura 1: Esquema de un transformador de alta tensión

TRANSFORMADOR DE BAJA TENSIÓN

Al contrario del transformador de alta tensión, éste disminuye la amplitud de la tensión a unas decenas de voltios, necesarios para el circuito del filamento del tubo, con el fin de conseguir corrientes muy altas, del orden de 5 Amperios, para calentar el filamento y que se produzca efecto termoiónico. En los tubos de rayos X más antiguos los pasos de corriente de tubo (100, 200, 300.. mA) se corresponden normalmente con los pasos definidos de las espiras del transformador.

RECTIFICADORES DE CORRIENTE

Si se conecta al tubo de rayos X, la corriente alterna que sale directamente del transformador de alta tensión, durante el tiempo que la onda es negativa, produciría un flujo de electrones del ánodo al cátodo que sería nefasto para el equipo. Como el tubo necesita la corriente siempre en el mismo sentido (cátodo ánodo) es indispensable interponer un sistema de rectificación de onda. Los dispositivos encargados de rectificar la corriente se denominan **diodos,** éstos, en un principio, eran válvulas de vacío y en la actualidad, son de semiconductor. Estos diodos están construidos acoplando dos tipos de semiconductores: tipo n y tipo p, los cuales conducen los electrones sólo en una dirección como se puede ver en la figura 2.

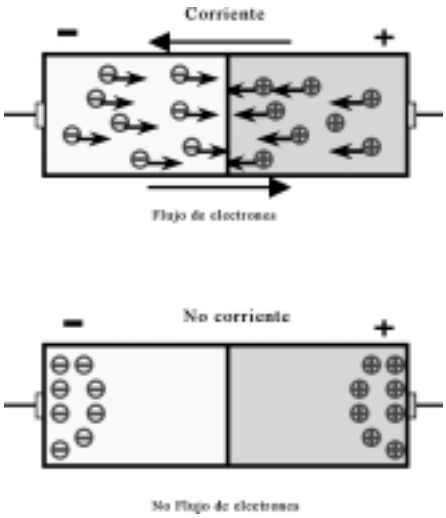


Figura 2: Diodo de semiconductor de unión p-n

Si alimentamos el equipo con corriente monofásica, se denomina **rectificación de onda media,** a la rectificación que simplemente anula la corriente negativa y la onda se convierte en una onda de pulsos como indica la figura 3. Es obvio que en esos intervalos de tiempo donde la onda es nula no se producen rayos X durante la exposición.

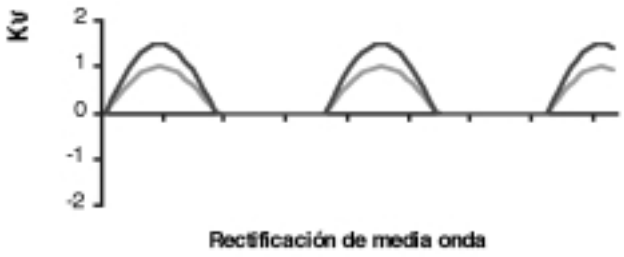


Figura 3: Rectificación de onda media

El siguiente avance en la rectificación de ondas es la **rectificación de onda completa,** que consiste en invertir la parte negativa de la onda y convertirla en positiva, esto se consigue con el acoplamiento de cuatro diodos, dos de los cuales conducen la corriente durante el semiperiodo positivo y otros dos lo hacen durante el semiperíodo negativo, obteniendo así una onda completa siempre con tensión positiva (figura 4).

Los primeros equipos para mamografía se alimentaban con una corriente monofásica y tenían incorporados un sistema de rectificación de onda completa.

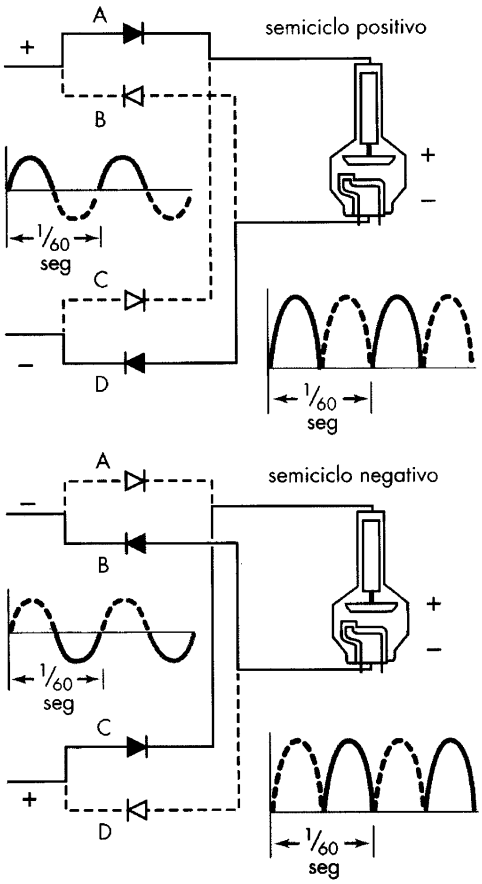


Figura 4: Circuito con rectificación de onda completa.
(Obtenida de: "Manual de Radiología para técnicos".
Steward C. Bushong. Versión Española de la 6ª Ed. 1998. Ed. Harcourt Brace)

Tanto la rectificación de onda media como la de onda completa vistas hasta ahora, se corresponden con la alimentación monofásica. Posteriormente, se empezó a utilizar la **alimentación trifásica rectificada en onda completa** (figura 5) con la que se consiguen equipos de rayos X de 6 y 12 pulsos por cada 1/60 segundos, en comparación con los 2 de la alimentación monofásica rectificada en onda completa. La ventaja de estos generadores es que durante la exposición la tensión nunca se anula.

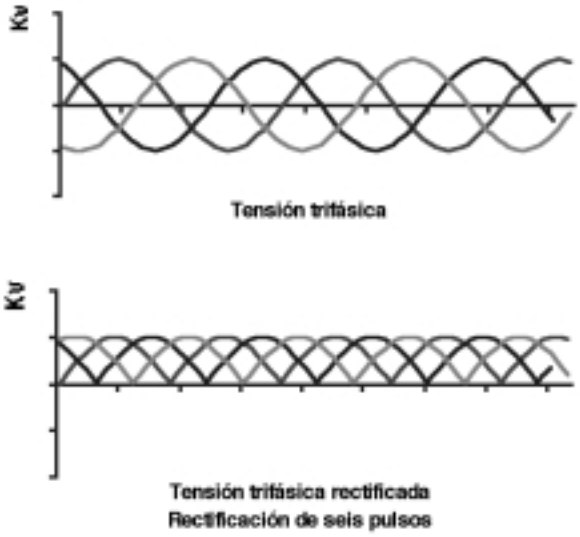


Figura 5: Forma de onda de una tensión trifásica rectificada.

En los primeros años de la década de los 80 se introduce el **generador de alta frecuencia** y en el 1987, se comercializa el primer mamógrafo con este tipo de generador.

Estos generadores se basan en elevar los 60 Hz de la alimentación trifásica hasta un valor entre 500 y 100.000 Hz para, a continuación, rectificarla en onda completa.

Los sistemas encargados de generar la tensión de alta frecuencia se denominan **inversores,** los primeros inversores, y quizás los más conocidos, que elevan la frecuencia hasta un valor de 1000 Hz son los llamados **tiristores.** Hoy en día, mediante transistores, se consiguen frecuencias de hasta 100.000 Hz.

El tamaño de estos generadores de alta frecuencia son muy pequeños comparados con los anteriores. Además, la calidad de imagen es muy superior y la dosis a paciente es mucho menor. Esto se consigue debido a que la forma de onda que produce un generador de alta frecuencia es continua y con una amplitud de "rizado" muy pequeña, es decir, la circulación de electrones, y por lo tanto de rayos X, es continua y uniforme durante toda la exposición (figura 6).

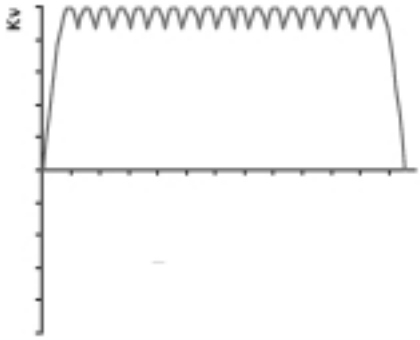


Figura 6: Forma de onda de un generador de alta frecuencia.

El rizado, que se define como diferencia, en tantos por cien, entre la amplitud máxima (100%) y la mínima de la forma de onda de la tensión, es del 100% para los equipos monofásicos, ya que la tensión varía desde el valor máximo (100%) al 0%.

Para los equipos alimentados trifásicamente: en la rectificación de seis pulsos puede variar entre el 10 y el 15%, en la de doce pulsos puede ser del orden del 5% y en los de alta frecuencia puede llegar a ser inferior al 1%.

La ventaja de un rizado menor es que la tensión que se le suministra al equipo es más constante, por lo que la producción de rayos x es también constante y con la misma energía. Esto se traduce en la mejora de la cantidad y calidad de la radiación.

ESTRUCTURA INTERNA Y EVOLUCIÓN DE LOS TUBOS DE RAYOS X

Las partes fundamentales del tubo de rayos x son: el cátodo, el ánodo y, envolviéndolos, la ampolla de vacío.

AMPOLLA DE VACÍO

La manera, para que la producción de rayos X sea eficaz, es que la velocidad de los electrones que viajan del cátodo al ánodo sea lo más alta posible y que en su trayectoria no encuentren obstáculos que puedan frenarles o desviarles. Esto se consigue con una envoltura de vidrio a la que se le practica el vacío. Las características principales que tienen que tener estas ampollas son que soporten las altas temperaturas que se producen durante la exposición, mantengan el vacío durante la vida útil del tubo y dispongan de una ventana del mismo material, pero mucho más fina por donde sale el haz útil de radiación.

En los últimos años, estas envolturas se realizan, sustituyendo parte o todo el vidrio por metal. La ventaja principal de las envolturas de metal, con respecto a las envolturas de vidrio es que duran mucho más, ya que mantienen el potencial eléctrico constante. Esto no ocurre con las envolturas de vidrio que con el uso, se van desprendiendo motas de wolframio del ánodo las cuales modifican el potencial eléctrico dentro de la ampolla, produciéndose corrientes parásitas y fallos en el funcionamiento del tubo.

CATODO.

El cátodo es el polo negativo del tubo y consta de dos partes: el **filamento** y la **copa de enfoque.**

a) El filamento.

El filamento consta de uno o dos hilos conductores enrollados en espiral, fabricados en un material cuya característica fundamental es que sus átomos, al calentarse, desprendan electrones de la última capa. A este fenómeno se denomina **efecto termoiónico.**

La corriente eléctrica que circula a través del filamento se denomina **corriente de filamento**.

Se denomina **corriente del tubo** a la corriente que circula por el tubo debido al flujo de electrones que llegan al ánodo. Esta corriente viene determinada por la corriente del filamento.

Si le aplicamos una corriente de filamento I_f y un alto voltaje V_i a un tubo de rayos X, se producirá una corriente en el tubo I_i debido a los electrones que viajan del cátodo al ánodo. Si vamos aumentando la diferencia de potencial, la corriente del tubo aumenta hasta una corriente I_S, que llamamos **corriente de saturación**, a partir de la cual, aunque sigamos incrementando el voltaje, dicha corriente no aumenta (figura 7).

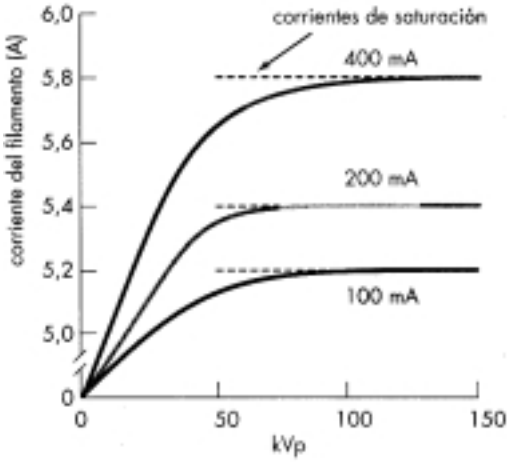


Figura 7: Curvas de saturación de corriente.
(Obtenida de: "Manual de Radiología para técnicos".
Steward C. Bushong. Versión Española de la 6ª Ed. 1998. Ed. Harcourt Brace)

Esto quiere decir que todos los electrones que son arrancados del cátodo, llegan al ánodo y no se produce lo que se llama **efecto de la carga espacial.** Dicho efecto, aparece con kilovoltajes pequeños como pueden ser los que se usan en mamografía. En estos casos, lo que ocurre es que, una vez emitidos los electrones por efecto termoiónico, se quedan momentáneamente en las proximidades del cátodo antes de experimentar la aceleración hacia el ánodo. Esta nube de electrones es lo que denomina **carga espacial**, y si la aceleración hacia el ánodo es lenta dicha nube obstaculiza las siguientes emisiones de electrones del cátodo a causa de la repulsión electrostática.

Una solución que se adopta en mamografía, es acercar mas el cátodo al ánodo. Esto implica que los electrones no focalizarían en una zona tan pequeña del ánodo y se tiene que llegar a un compromiso entre la distancia, el tamaño del filamento, etc..

b) Copa de enfoque.

La copa de enfoque es una cubierta que rodea los filamentos cuya función, como su propio nombre indica, es mantener los electrones que se arrancan en el cátodo confinados en un haz en dirección al ánodo. Como es sabido, las cargas negativas de los electrones tienden a dispersarse por repulsión y la forma de mantenerlos enfocados es rodearlos de un material cargado negativamente. La eficacia de la copa de enfoque dependerá, básicamente, de su carga y de su tamaño.

Existen modelos matemáticos que describen las trayectorias de los electrones y predicen la mejor distancia cátodo-ánodo, longitud del filamento, dimensión del punto focal, parámetros de la copa de enfoque, máxima corriente disponible para cada voltaje, etc.. Estos modelos también demuestran que los filamentos helicoidales tienen limitaciones inherentes en la producción de pequeños puntos focales con tan alta densidad de electrones y kilovoltajes pico bajos como ocurre en mamografía y sugieren uso de filamentos “planos”.

ANODO

El ánodo es el polo positivo del tubo de rayos X donde chocan los electrones procedentes del cátodo. El área donde interaccionan los electrones se llama **blanco y** la zona del blanco donde inciden en cada instante los electrones se denomina **punto focal** y su proyección sobre el receptor de imagen **punto focal eficaz.**

Debido a las grandes temperaturas que se alcanzan al chocar los electrones en el ánodo, éste tiene que estar construido de materiales con elevado punto de fusión y que posean una gran capacidad térmica para disipar el calor generado. Para ganar capacidad térmica se fabrican ánodos giratorios.

Los mamógrafos modernos se construyen con ánodos de doble pista, una de molibdeno y la otra de rodio para optimizar la dosis.

Los tres parámetros básicos que definen un ánodo son: el área de la superficie, diámetro y emisividad de la superficie del blanco. A través de esos parámetros nosotros podemos diseñar un ánodo para diferentes aplicaciones (hemodinámica, TAC, mamografía, etc..).

Uno de los factores que afectan a la calidad de imagen es el punto focal, definido por su dimensión y la distribución de la intensidad electrónica. Un buen punto focal es aquel cuya intensidad y distribución, sea lo más uniforme posible así como sus bordes y forma. Para que esto se cumpla, es importante el diseño del cátodo y de la copa de enfoque.

Otro de los factores que influyen negativamente, en la calidad de imagen, empeorando el contraste, sobre todo en imágenes magnificadas, es la **radiación extrafocal** debido a los electrones de rebote que inciden fuera del punto focal (figura 8).

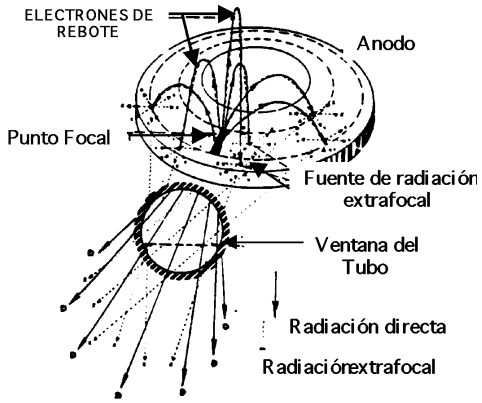


Figura 8: Formación de la Radiación extrafocal en el ánodo
(Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

El espectro de energías de la radiación extrafocal contiene todas las energías del haz primario aunque el valor medio de dicho espectro es menor.

La solución adoptada para disminuir esta radiación extrafocal es diferente, dependiendo de la aplicación que se le dé al tubo de rayos X. El uso de un colimador con láminas focalizadas es una de las mejores soluciones.

En mamografía, se fabrican tubos metálicos con ventana de berilio y ánodos con un ángulo, en los bordes del punto focal, de 0º, dando una imagen extrafocal de muy pequeña sección. Los electrones reflejados en otras partes del ánodo son absorbidos por la envoltura metálica.

EL ESPECTRO DE EMISIÓN DE RX

La forma del espectro de emisión rayos X viene determinada por el material del ánodo, el kilovoltaje aplicado al tubo, y la cantidad y tipo de filtración metálica añadida entre el tubo y el paciente.

El espectro emitido por el ánodo es una combinación de un espectro continuo, que tiene una forma muy parecida para todos los materiales utilizados en la fabricación de ánodos, y un espectro discreto, debido a los rayos característicos, cuyas energías se corresponden con las diferencias entre las energías de ligadura de las capas internas del material del ánodo.

El ánodo de molibdeno es él más utilizado en mamografía. El espectro de emisión de rayos x producido por este ánodo filtrado sólo con 0.3 mm de policarbonato de la placa de compresión se muestra en la figura 9. En dicho espectro se pueden observar los dos picos de rayos x característicos de energías 17.4 y 19.7 keV, los cuales son muy adecuados para llegar a un compromiso entre dosis y contraste.

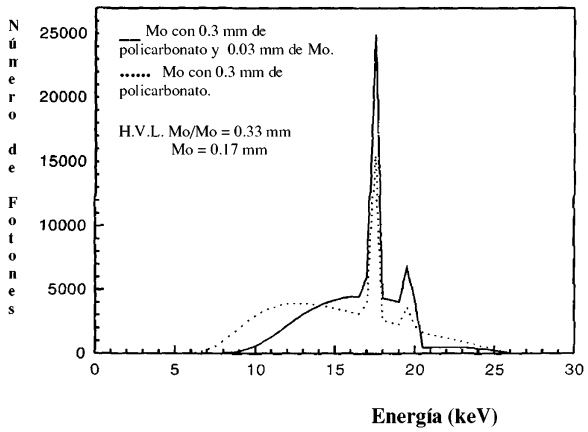


Figura 9: Espectro de un ánodo de molibdeno a 26 Kvp, filtrado sólo con la placa de compresión (línea continua) y filtrado con 0.03 mm de molibdeno (línea discontínua). (Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

En todos los equipos de rayos X, este espectro emitido por el ánodo, tiene que ser filtrado, sobre todo, para poder eliminar la radiación de baja energía que solo aporta dosis de radiación en la exploración. Es de uso extendido en mamografía, los filtros que se le denominan, **filtros de bordes de absorción.**

Estos filtros aprovechan la "resonancia" que se produce cuando se le hace incidir un haz de radiación, cuya energía, coincide con algunas de las diferencias de energía de ligadura de los electrones de las capas internas del filtro. Esta resonancia de debe a que la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico y se produzcan rayos X característicos de la misma energía es muy alta (figura 10).

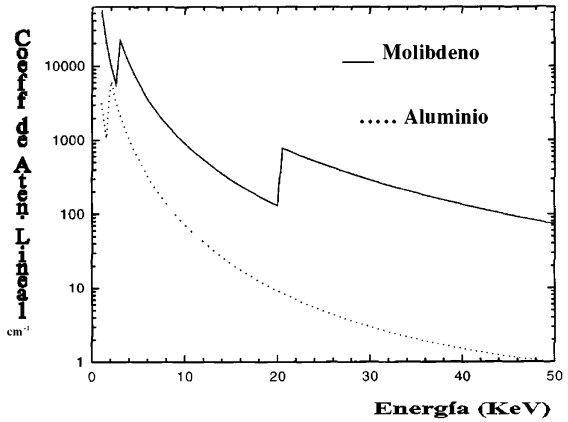


Figura 10: Curvas de atenuación a la radiación X para dos materiales diferentes. (Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

El espectro de emisión producido por el ánodo en dicha banda de energía no sufre prácticamente atenuación y sin embargo se ve fuertemente atenuado para otras energías. En la figura 9 se puede observar un espectro de molibdeno atenuado con un filtro de 0.03 mm del mismo material.

Se realizaron muchos estudios de cómo influye el tipo de material y el espesor del filtro en la imagen mamográfica. En la figura 11 se puede ver como varía el contraste en la imagen de una mama, 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo y de 6 cm de espesor, con el tipo de material y para distintos espesores del filtro, para un ánodo de molibdeno.

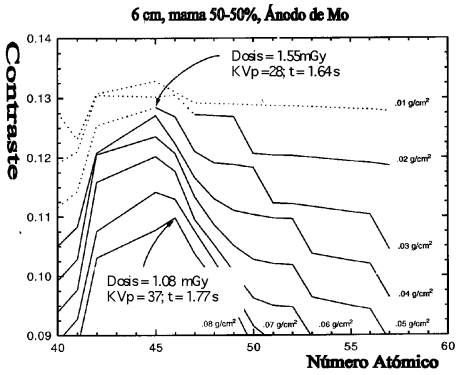


Figura 11: Variación del contraste de la imagen para distintos espesores de filtros y diferentes materiales.
(Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

En las figuras 12 y 13 se puede ver como varía el contraste de una microcalcificación, en un maniquí de un material que simula una mama fibroglandular 50-50 y una microcalcificación, con el tipo de material del filtro para un ánodo de molibdeno. Este experimento se realizó con los filtros que existen en el mercado (molibdeno, rodio y plata) y para dos espesores de maniquí (4 y 6 cm). Cabe destacar que en el caso de 6 cm de espesor de maniquí, el mayor contraste lo da el filtro de rodio y para 4 cm de espesor es el de molibdeno.

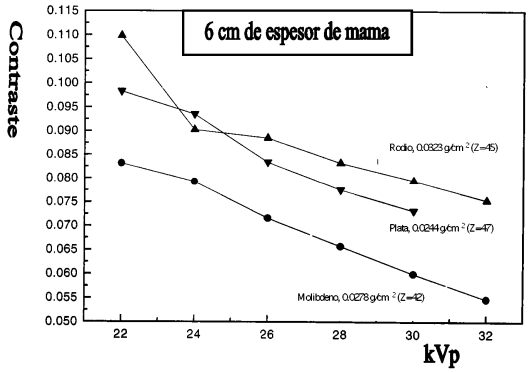


Figura 12: Variación del contraste de una microcalcificación para distintos materiales de filtro y un espesor de mama de 6 cm.
(Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

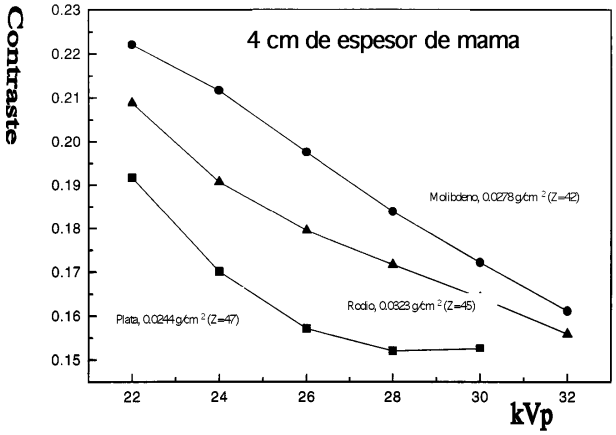


Figura 13: Variación del contraste de una microcalcificación para distintos materiales de filtro y un espesor de mama de 4 cm. (Obtenida de "Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging" Third Edition. Updated. 1994. RSNA)

Hace unos años se introdujeron los ánodos de doble pista y doble filtro, es decir, combinan dos ánodos con dos filtros. Los ánodos son fabricados en molibdeno, rodio y volframio y los filtros, básicamente, en molibdeno y rodio.

El número de publicaciones dirigidas a buscar la combinación más adecuada de ánodo y filtro con el fin de obtener la mejor imagen a un bajo costo de dosis, es muy grande. Por citar algunas de estas publicaciones: L. Desponds y colabs.en 1991 llegan a la conclusión de que el uso de un ánodo de volframio con filtro de rodio permite reducir la dosis de radiación sin reducir significativamente la calidad de imagen, C Kimme-Smith y colabs en 1994, en un estudio con 100 mujeres a las que se le realizaron mamografías de la mama derecha utilizando la combinación Mo/Mo y de la mama izquierda la combinación Ro/Ro, llegaron a la conclusión de que las mamografías hechas con la combinación Ro/Ro se produce en su conjunto un decrecimiento de la dosis glandular media y del contraste. Sin embargo en las mujeres jóvenes y en las mamas grandes y densas las mamografías hechas con Ro/Ro fueron equivalentes o mejores que las hechas con la combinación Mo/Mo.

9.

GENERACIÓN Y CONTROL DE RAYOS X (II)

DESCRIPCIÓN DE LAS MEDIDAS DE LOS PARÁMETROS TECNICOS QUE AFECTAN A LA GENERACIÓN Y CONTROL DE RAYOS X

Ramón Lobato Busto

Hospital Clínico de Santiago.

INTRODUCCIÓN

El Programa de garantía de calidad de los aspectos físicos y técnicos del P.G.D.P.C.M. está estructurado en cuatro aspectos principales:

- Realización de controles rutinarios de alta periodicidad (diarios, semanales y/o mensuales). Realizados por los propios operadores de cada unidad (T.E.R.), con su propia instrumentación. La evaluación y el seguimiento de los resultados se realiza de forma centralizada por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria.

- Controles de Calidad inicial, semestral y anual. En los cuales los especialistas en Radiofísica Hospitalaria y expertos en física médica se desplazan a cada unidad, con su propia instrumentación.

Este programa está basado en otros protocolos existentes y en la experiencia de grupos que realizan CC de equipos mamográficos. Dado que la técnica de imagen mamográfica y el equipo utilizado están en constante mejora, el protocolo necesita ser actualizado regularmente.

Los controles se realizan con dos tipos de exposición.

- La **exposición de referencia**, que ofrece información sobre el sistema en condiciones **definida**s, independientemente de las situaciones clínicas.

- La **exposición de rutina** que ofrece información sobre el sistema en condiciones **clínica**s, dependiendo de los parámetros establecidos para uso clínico.

Para la producción de la exposición de referencia o de rutina, se utiliza un maniquí de Plexiglass que se expone con los parámetros establecidos tal como sigue.

Exposición de referencia:		Exposición de rutina:
- tensión del tubo:	28 kV	según caso clínico
- dispositivo de compresión:	en contacto con el maniquí	en contacto con el maniquí
- maniquí de Plexiglás:	45 mm	45 mm
- rejilla anti-dispersión :	presente	presente
- distancia fuente-imagen:	de acuerdo con el foco de la rejilla	de acuerdo con el foco de la rejilla
- detector phototimer:	en la posición más cercana a la pared torácica	según uso clínico
- control automático de exposición:	conectado, posición densidad central	conectado
- control de densidad óptica:	posición central	según uso clínico

La densidad óptica (OD) de la imagen procesada se mide en el **punto de referencia**, que esta situado a 60 mm del lado de la pared torácica y lateralmente centrado. La **densidad óptica de referencia** es 1.0 OD, excluyendo base y velo. Por lo tanto el valor objetivo de la OD medida en el punto de referencia es: 1.0±0.1+base+velo (OD). La OD de rutina puede ser diferente.

Todas las medidas se realizan con el mismo chasis para descartar diferencias entre pantallas y chasis.

En la tabla se representan los parámetros técnicos radiográficos, indicando, la frecuencia de los controles de calidad, los valores medidos y los límites. Tanto el límite aceptable como el deseable se indican, pero ocasionalmente no se ofrece un valor límite, sino solamente un valor típico como indicación.

Las frecuencias de medida indicadas en la tabla son las mínimas requeridas. Cuando aparecen problemas, se efectúan medidas adicionales para determinar el origen del problema observado y deben de acometerse las acciones apropiadas para solucionar el problema.

El personal que realiza las pruebas diarias/semanales de CC dispone del siguiente equipamiento en la unidad:

- Maniquí mamografía. Faxil. TOR (MAX), con placas de PMMA*
- Densitómetro. Marca X-Rite. Mod. 331
- Sensitómetro. Marca X-Rite. Mod. 334
- Termómetro digital
- Chasis de referencia para control de calidad

Los radiofísicos que realizan las otras pruebas de CC disponen del siguiente equipamiento adicional:

- Electrómetro. Marca Radcal. Mod. 2025
- Cámara de ionización. Marca Radcal. Mod. 20x5-6M
- Kilovoltímetro y medidor de exposición mamografía. RTI. Mod. Mini-XM
- Dispositivo pantalla/película de prueba de contacto. Marca RMI
- Luxómetro. LX-102.
- Dispositivo de prueba de la fuerza de compresión
- Maniquí mamografía. Faxil. TOR (MAX)
- Láminas de aluminio - Lámina de plomo
- Mammography Focal Spot Test Stand Marca Nuclear Associates. Mod 07-624
- Patrones de estrella Marca Nuclear Associates. Modelos 07-503, 07-509, 07-510,07-543

* PMMA (polimetilmetacrilato) está disponible comercialmente bajo varios nombres comerciales, por ejemplo: Lucite, Plexiglass y Perspex.

FUENTE DE RAYOS X

TAMAÑO DEL PUNTO FOCAL

La medida del tamaño del punto focal tiene por objeto determinar sus dimensiones físicas en el momento de la instalación o cuando la resolución haya disminuido marcadamente. Para el control de calidad rutinario la evaluación de la resolución espacial se considera adecuada.

Las dimensiones del punto focal pueden ser obtenidas mediante la utilización de uno de los siguientes tres métodos.

- método de patrón en estrella; un método conveniente (prueba rutinaria)
- cámara de hendidura; un método complejo, pero preciso para obtener dimensiones exactas (prueba de aceptación)
- cámara de pinhole; un método complejo pero preciso para determinar la forma (prueba de aceptación)

Una imagen de rayos X amplificada del dispositivo de prueba se obtiene usando un chasis sin pantalla. Esto puede hacerse colocando una película oscura (OD > 3) entre la pantalla y la película. Seleccionando el tamaño de punto focal requerido, voltaje del tubo de 28kV y una carga de punto focal (mAs) se obtiene una densidad óptica de entre 0.8 y 1.4 OD base y velo excluidas (medida en el área central de la imagen). El dispositivo debería ser reproducido en el punto de referencia del plano de imagen, que se sitúa a 60mm del lado de la pared torácica y lateralmente centrado. Se retira el dispositivo de compresión y se utiliza el soporte de pruebas (figura 1) para sujetar el dispositivo de prueba. Seleccionando aproximadamente la misma carga (mAs) que se utiliza para producir la imagen estándar de 45mm de PMMA , dará lugar a una densidad óptica de la imagen del patrón en estrella: $0.8<D<1.4$.

De acuerdo con la norma IEC/NEMA, un punto focal 0.3 esta limitado a una anchura de 0.45mm y a una longitud de 0.65mm. Un punto focal 0.4 esta limitado a 0.60 y 0.85 respectivamente. No se da un valor límite específico: la medida del rendimiento de imagen del punto focal está incorporada en los límites para resolución espacial y alto contraste.

Figura 1: Soporte de alineamiento para
sujetar el dispositivo de medida del tamaño de foco

MEDIDA DEL TAMAÑO DEL PUNTO FOCAL POR EL MÉTODO DE PATRÓN EN ESTRELLA

Las dimensiones del punto focal pueden ser estimadas a partir del "diámetro de la borrosidad" en la imagen (amplificación de 2.5 a 3 x) del patrón estrella (figura 2a y 2b). La distancia entre las partes más externas borrosas se mide en dos direcciones: perpendicular y paralelo al eje del tubo. El chasis se coloca sobre el bucky (sin rejilla)

Figura 2a: Patrón de estrella

Figura 2b: Imagen del patrón de estrella

El punto focal se calcula aplicando la formula

$$f = \frac{\pi \times \theta}{180} \times \frac{D_{blur}}{(M_{star}^{-1})}$$

donde θ es el ángulo de los radios radiopacos, y D_{blur} es el diámetro de la borrosidad.

El factor de magnificación (M_{star}) se determina midiendo el diámetro del patrón en estrella en la imagen obtenida (D_{image}) y el diámetro del propio dispositivo (D_{star}), directamente en la estrella se calcula como:

$$M_{star} = D_{image} / D_{star}$$

Valor límite: Ninguno.

Frecuencia: En el momento de la aceptación y cuando cambie la resolución.

Equipo: Patrón de resolución en estrella (ángulo de radio 1° o 0.5°) y soporte de prueba apropiado.

DISTANCIA FOCO-PELÍCULA.

Se mide la distancia entre la marca que indica el foco en la carcasa del tubo y la superficie superior del bucky. Se le suma la distancia entre la superficie del bucky y la parte superior del receptor de imagen.

Valor límite: La distancia fuente imagen debería ser acorde con las especificaciones del fabricante. Generalmente es $\geq$ 600 mm.

Frecuencia: Sólo inicialmente.

Equipo: Cinta métrica.

ALINEACIÓN CAMPO DE RADIACIÓN-PELÍCULA.

La alineación del campo de rayos X y el receptor de imagen en el lado de la pared torácica se mide con dos chasis cargados y dos absorbentes de rayos, por ejemplo monedas.

Se coloca un chasis en la bandeja del bucky y el otro en el tablero de soporte de la mama. El segundo chasis esta cargado con película con la emulsión en el lado alejado de la pantalla, debe sobresalir unos 30 mm del lado de la pared torácica. Se marca el lado de la pared torácica del bucky colocando los absorbentes encima del chasis (figura 3). La exposición automática produce una densidad óptica suficiente. Para su visualización, la película se coloca en un negatoscopio, utilizando las imágenes de los absorbentes como referencia. Se mide la falta de alineamiento entre la película y el campo de rayos x.

Figura 3: Método de medida de la alineación campo de radiación-película en el lado de la pared del torax

Nota: Los límites laterales del campo de rayos X deberían exponer al menos el receptor de imagen. Se acepta una ligera extensión mas allá de cualquiera de los bordes del receptor.

Valor límite: Lado del tórax. El haz de radiación no debe de exceder la película más de 5 mm

Lados laterales. El haz de radiación debe cubrir la película hasta los bordes

Frecuencia: Anualmente.

Equipo: Absorbentes de rayos x y cinta métrica.

RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X.

El rendimiento del tubo (µGy/mAs) y la tasa de rendimiento (mGy/s) se miden en un eje que pasa por el punto de referencia, en ausencia de la placa de compresión (figura 4). Para la medida se utilizan valores de mAs similares a los requeridos para la exposición de referencia. Se corrige para la distancia, desde el foco hasta el detector, y se calcula el rendimiento a 1 m y la tasa de rendimiento a una distancia igual a la de la distancia foco a película (FFD).

Figura 4: Cámara de ionización colocada para medir los rendimientos

Como la dosis a pacientes de calcula a partir de los rendimientos de los equipos de rayos X, los rendimientos se miden para las tensiones utilizadas en la práctica clínica.

Valores límite: Aceptable: >30 µGy/mAs; deseable: 40-75 µGy/mAs a 1 m. aceptable: >7.5 mGy/s; deseable 10-30 mGy/s a una distancia igual a la de FFD. Para una tensión de 28 kV

Frecuencia: Cada 6 meses y cuando surjan problemas.

Equipo: Dosímetro y medidor de tiempo de exposición.

Nota: Un rendimiento elevado es deseable porque da lugar a tiempos de exposición más cortos, minimizando los efectos del movimiento de la paciente y asegurando una buena penetración de mamas grandes o densas. Además, cualquier cambio marcado del rendimiento requiere una investigación.

TENSIÓN DEL TUBO.

La calidad de la radiación del espectro de rayos X viene determinada por la tensión del tubo, el material del ánodo y la filtración.

REPRODUCIBILIDAD Y DESVIACIÓN.

Con un kilovoltímetro se realiza una comprobación de la tensión del tubo en todo el rango de tensiones utilizadas, en intervalos de 1 kV. La reproducibilidad se mide mediante exposiciones repetidas con una tensión fija que se utilice normalmente en la clínica, en nuestro caso hemos utilizado 28kV (figura 5).

Figura 5: Kilovoltímetro colocado para medir la reproducibilidad y desviación de la tensión

Valor límite: Exactitud entre 25 y 31 kV: < ± 1kV;
reproducibilidad < ± 0,5 kV.

Frecuencia: Cada 6 meses.

Equipo: Kilovoltímetro digital.

CAPA HEMIRREDUCTORA (CHR).

La capa hemirreductora (CHR) se determina añadiendo filtros de aluminio (Al) al haz de rayos X y midiendo la atenuación.

Se sitúa la cámara en el punto de referencia y la placa de compresión sobre ella a suficiente distancia para evitar la radiación dispersa. Se selecciona una tensión de 28 kV y una carga (mAs) adecuada. Los filtros de aluminio se colocan en el dispositivo de compresión y deben interceptar todo el campo de radiación.

La capa hemireductora se calcula aplicando la formula:

$$CHR = \frac{X_1 \cdot \ln (2Y_2 / Y_0) - X_2 \cdot \ln (2 Y_1 / Y_0)}{\ln (Y_2 / Y_1)}$$

La lectura de la exposición directa se indica como Y_0 ; Y_1 e Y_2 son las lecturas de exposición obtenidas con el aluminio añadido con espesores X_1 y X_2 respectivamente.

Nota 1: Se requiere un aluminio de pureza ≥ 99,0 %. El grosor de las láminas de aluminio debería medirse con una precisión del 1%.

Nota 2: Para esta medida se requiere que el rendimiento del equipo de rayos x sea estable.

Nota 3: También se mide la CHR para otros niveles de energía (clínicos), para el cálculo de la dosis glandular.

Valor límite: Para 28 kV y Mo/Mo, la CHR debe estar entre 0,30 y 0,40 mm Al.

Frecuencia: Anualmente.

Equipo: Dosímetro, láminas de aluminio.

CONTROL AUTOMÁTICO DE LA EXPOSICIÓN (CAE).

La eficacia del Control Automático de la Exposición (CAE) se describe por la reproducibilidad y exactitud del control automático de densidad óptica, bajo condiciones variables tales como diferentes espesores del objeto y tensiones del tubo. Un requisito esencial para estas medidas es disponer de una procesadora de películas de funcionamiento estable y el uso de un chasis de referencia. En

todas las pruebas del CAE el maniquí de metacrilato debe cubrir completamente la cámara o detector del CAE. La Densidad Óptica (DO) se midió en el punto de referencia.

AJUSTE DEL SELECTOR DE DENSIDAD ÓPTICA: VALOR CENTRAL Y DIFERENCIA POR PASO.

Para compensar las variaciones a largo plazo en la densidad media debidas a las variaciones del sistema se evalúan la posición central de densidad óptica y la diferencia por paso del selector. Para verificar el ajuste del control de densidad óptica, se producen exposiciones con un maniquí de 45mm de PMMA, variando las posiciones del selector de control de densidad óptica.

Se estableció un valor a alcanzar (diana) para la densidad óptica media de acuerdo con las preferencias locales. Una vez acordado dicho valor se controlaron las desviaciones del mismo.

Valor límite: La densidad óptica (base y velo incluidos) en el punto de referencia debería mantenerse dentro de un margen de ± 0.15 DO del valor diana.

El intervalo típico del valor diana es: 1,3 – 1,8 DO, base más velo incluido. La cantidad deseable para el menor incremento de densidad por paso del control de densidad óptica es 0,10 DO; es aceptable un valor ≤ 0,20 DO por paso.

Intervalo ajustable debe ser > 1,0 DO.

Frecuencia: Incremento de pasos cada seis meses. Densidad central o valor de mAs: diario

Equipo: Placas de PMMA de 45 mm de espesor, densitómetro.

REPRODUCIBILIDAD A CORTO PLAZO.

Se coloca el dosímetro en el haz de rayos X pero sin cubrir el detector del Control Automático de Exposición. La reproducibilidad a corto plazo del CAE se

calcula mediante la desviación de la lectura del medidor de exposición en 10 exposiciones rutinarias (45 mm PMMA).

Valor límite: La desviación del valor medio de la exposición debe ser < ± 5%, lo deseable sería < ± 2%.

Frecuencia: Cada seis meses.

Equipo: Bloque de PMMA de 45 mm de espesor, dosímetro.

Nota: Los resultados de la reproducibilidad a corto plazo se comparan con los de la compensación con el espesor y con la tensión del tubo y el selector de control de densidad óptica para 45 mm PMMA y 28 kV. Cualquier problema se pondrá de manifiesto por el desajuste entre ambas medidas.

REPRODUCIBILIDAD A LARGO PLAZO.

La reproducibilidad a largo plazo se evalúa a partir de la medida de la densidad óptica y los mAs resultantes de las exposiciones del bloque de PMMA, en el control de calidad de alta periodicidad. Las causa de las desviaciones se obtienen comparando los datos de sensitometría diarios y los registros de mAs.

Valor límite: Aceptable <± 0,20 DO ; deseable <± 0,15 DO respecto a la DO diana.

Frecuencia: Diaria.

Equipo: Bloque de PMMA de 45 mm de espesor, densitómetro.

COMPENSACIÓN DEL CAE PARA DISTINTOS ESPESORES.

La compensación con el espesor del objeto se mide mediante exposiciones de las placas de PMMA en un rango de espesores de 20 a 60 mm, utilizando el selector de densidades en la posición clínica del CAE (figura 6).

Valor límite: Todas las variaciones de densidad óptica deben mantenerse en el rango de ± 0,15 DO, con respecto a la densidad óptica diana. Deseable ± 0,10 DO.

Frecuencia: Semanal.

Equipo: Placas de PMMA, densitómetro.

Figura 6: Comprobación de la compensación del CAE para 20 mm de espesor de perpex.

COMPENSACIÓN DEL CAE PARA DISTINTAS TENSIONES.

La compensación con la tensión del tubo se mide sobre el rango clínico de tensión, filtros y materiales del ánodo utilizados.

Valor límite: Todas las variaciones de densidad óptica deben mantenerse en el rango ± 0,15 DO, con respecto a la densidad óptica diana. Deseable ± 0,10 DO.

Frecuencia: Cada seis meses.

Equipo: Placas de PMMA con 45 mm de espesor, densitómetro.

SISTEMA DE COMPRESIÓN.

La compresión del tejido mamario debería ser firme pero tolerable. No existe un valor óptimo conocido de la fuerza, pero debe prestarse atención a la compresión aplicada y a la exactitud de la indicación.

FUERZA DE COMPRESIÓN.

La fuerza de compresión se mide mediante un dispositivo de prueba de la fuerza de compresión o una bascula de baño. Se utiliza un material compresible tal con una pelota de tenis o toallas, para proteger el bucky (tablero) y la placa de compresión. En los casos en los que la fuerza de compresión se muestra en la consola, se verifica que la cifra mostrada se corresponde con el valor medido.

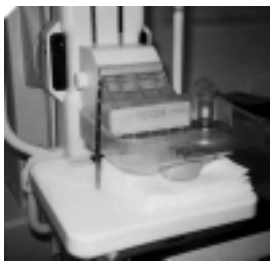


Figura 7: Comprobación de la fuerza de compresión y verificación de la medida del espesor con respecto al indicado en el mamógrafo.

Valor límite: Fuerza máxima aplicada automáticamente: 130-200 N (aprox. 13-20 Kg).

Frecuencia: Anual.

Equipo: Dispositivo de prueba de la fuerza de compresión

DEFORMACIÓN DE LA PLACA DE COMPRESIÓN.

La deformación de la placa de compresión, a la máxima potencia, se visualiza y se mide comprimiendo un pedazo de gomaespuma. Se mide la distancia entre la superficie del bucky (tablero) y la placa de compresión en cada esquina. Idealmente, estas cuatro distancias deberían ser iguales. Los defectos de alineación perpendiculares al lado de la pared torácica son menos problemáticos que en la dirección paralela. El lado superior del dispositivo debe proyectar su imagen fuera del área del receptor y de forma óptima en el lado de la pared torácica del bucky.

Valor límite: Una falta de alineación mínima < 15 mm es aceptable para carga asimétrica y en la dirección hacia el pezón, y < 5 mm para carga simétrica.

Frecuencia: Anual.

Equipo: Gomaespuma, cinta métrica.

Tabla M6 Parámetros técnicos radiográficos.
Frecuencia del control de calidad, valores medidos y límites

Generación y control de rayos x	Frec	Típico	Aceptable	Deseable	Unidad
Tubo de rayos X					
- tamaño del punto focal	i	0,3	IEC-NEMA	-	-
- distancia foco – imagen	i	600	-	-	mm
- alineamiento del campo de rayos x / receptor de imagen	12	-	<5	<5	mm
- radiación de fuga	i	-	<1	-	mGy/hr
- rendimiento	6	40-75	>30	>40	uGy/mAs
- tasa de rendimiento	6	13-30	>7,5	>10	mGy/s
Tensión del tubo					
- reproducibilidad	6	-	<±0,5	<±0,5	kV
- Exactitud	6	-	<±1,0	<±1,0	kV
- HVL/CHR	12	0,3-0,4	>0,3	System dep.	mm Al
AEC/CAE					
- *posición central del selector de densidad óptica (1)	6	1,3-1,8	<±0,15	<±0,15	DO
- Incrementos de DO por paso de selector de densidades	6	0,15	<0,20	<0,10	DO
- *reproducibilidad a corto plazo	6	-	<±5%	<±2%	mGy
- *reproducibilidad a largo plazo	6	-	<±0,20	<±0,15	DO
- compensación con el espesor del objeto	S	-	<±0,15	<±0,10	DO
- compensación con la tensión del tubo	6		<±0,15	<±0,10	DO
Compresión					
- fuerza de compresión	12	130-200	-	-	N
- alineación de la placa de compresión, asimétrica	12	-	<15	<15	mm
- alineación de la placa de compresión, simétrica	12	-	<15	<5	mm

i = inicialmente; S= semanalmente; 6= cada 6 meses; 12= cada 12 meses * = condiciones de medida estándar.
(1) = se indica la densidad óptica total, base y velo incluidos.

10.

RECEPTOR DE IMAGEN. PROCESADO

Belén Fernández González

Hospital Ntra. Sra. de Covadonga. Oviedo.

RECEPTOR DE IMAGEN: PELÍCULA-PANTALLA DE REFUERZO

El objetivo en mamografía tanto en screening como en diagnóstico es conseguir unas imágenes con alto contraste, alta resolución, bajo ruido y la menor dosis de radiación posible.

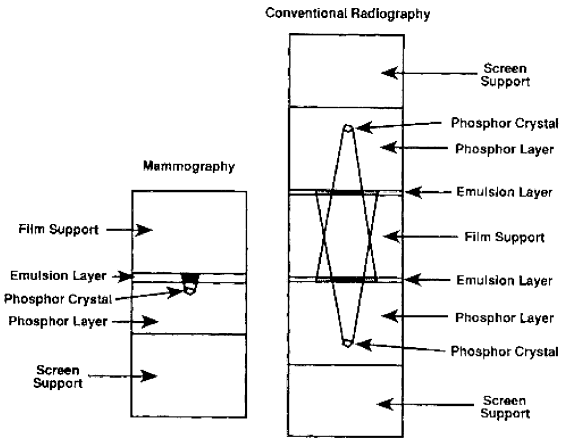
En los últimos años las mejoras en el campo de la mamografía se han realizado en las combinaciones película-pantalla.

Hasta los años 70 se utilizaban películas de tipo industrial que requerían exposición directa con largos tiempos lo que repercutía en las dosis que eran considerablemente altas. Además las películas eran procesadas manualmente.

Desde los 70 se comercializan sistemas de película-pantalla que hoy en día están notablemente mejorados, al igual que el procesado y las condiciones de visualización.

1.1 Pantallas

La gran mayoría de las mamografías se realizan con una pantalla sencilla usada en la parte posterior en combinación con una película de una sola emulsión.



Muchas pantallas incorporan fósforos que contienen metales de la serie de los lantánidos tales como Oxisulfuro de Gadolinio activado con Terbio (Gd_2O_2S:TB) Las pantallas pueden incorporar en sus fósforos absorbentes de luz que son usados para aumentar la resolución. Las pantallas intensificadoras tiene una capa protectora para resistir la abrasión en su superficie, el borde sellado para minimizar su deterioro, y la base incluye un soporte para evitar que se doble.

Las pantallas que contienen Gd_2O_2S:TB emiten en la región visible del espectro que va de 382 a 622 nm, aunque el pico más importante está en la región verde (545nm) El desarrollo de la tecnología va camino de conseguir emisores que aumenten la resolución espacial y disminuyan el ruido sin aumentar la dosis.

1.2 Películas

Las películas usadas en mamografía tienen una sola emulsión y se usan con una única pantalla de refuerzo colocada en el lado posterior.

Están cubiertas con gelatina y una gran cantidad de haluros de plata, con un grano tridimensional generalmente más que con grano tabular.

Este grano tabular debido a su forma da una gran superficie en proporción con el volumen.

El aumento de la superficie permite una mayor sensibilidad ortocromática a la capa de absorción, lo que proporciona una mayor captura de luz a través de la sección con lo cual hay un significativo menor crossover, lo que mejora la definición en el caso de la doble pantalla–doble emulsión.

Obviamente este no es el caso de la mamografía por lo que el uso de grano tabular no mejora la definición.

Recientemente ha sido introducido en mamografía el grano cúbico. La uniformidad química y la sensibilización de este grano proporcionan un alto contraste especialmente en el pie de la curva.

Las emulsiones de grano cúbico también tienen sus limitaciones, especialmente en revelados rápidos.

1.2.1. Formación de la imagen latente

La imagen latente está formada por la luz que proviene de las pantallas intensificadoras. Los estados de formación incluyen:

- Exposición
- Nucleación
- Crecimiento
- Revelado

La emulsión de la película está fabricada con haluros de plata que contienen sensibilizadores ópticos y químicos en forma de "manchas" que son eficientes receptores de la luz durante la exposición.

La energía de los fotones de luz que son absorbidos hace que la molécula de haluro se descomponga en un ión plata, un átomo de bromuro (también llamado fotoagujero) y un electrón.

La migración de electrones y absorción de las manchas sensibles hace que se produzca una carga negativa parcial que es atraída por el ión de plata.

Este proceso se llama nucleación y da como resultado la formación de la imagen latente.

El proceso continúa con sucesivas exposiciones y nucleaciones hasta que las manchas sensibles adquieren el tamaño para hacerse estables.

La literatura cita que el tamaño mínimo es del orden de al menos cuatro átomos de plata.

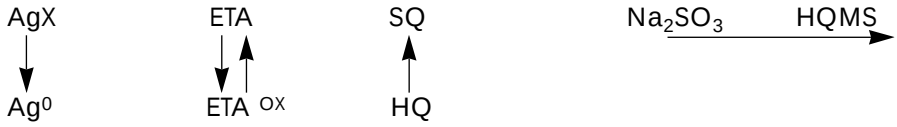
El fotoagujero debe ser eliminado para que no se recombine, pues si se une a la mancha nucleada puede destruir la imagen latente.

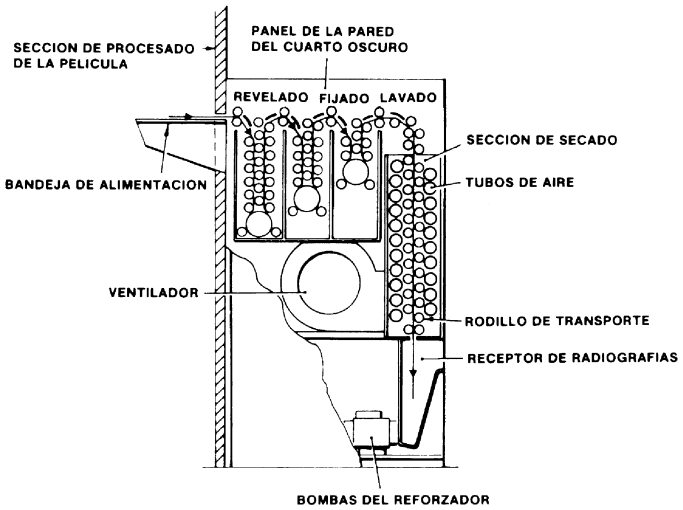
Fallos en esta eliminación contribuyen al fallo de la ley de reciprocidad y al desvanecimiento de la imagen.

La formación de la imagen latente como función de la exposición no produce una imagen útil. Hay que amplificarla a tamaño visible para que pueda ser diagnóstica

La amplificación de la imagen latente es llamada “revelado” y puede describirse en varios procesos: (a) difusión de los componentes del revelador, (b) absorción y desarrollo de los centros de imagen latente, (c) transferencia de electrones a los centros de imagen latente por un agente de transferencia, (d) regeneración de este agente por hidroquinona, y (e) reducción del haluro de plata a plata metálica.

Revelado, y amplificación requieren una solución de revelador. Los pasos siguientes son fijado lavado y secado.





1.3 Sistemas de procesado

El sistema de procesado está compuesto por:

- Procesadora automática
- Película
- Químicos

Estos componentes deben ser considerados como un sistema que hay que optimizar para conseguir la calidad de imagen adecuada.

La velocidad resultante de la película afectará a la dosis que reciba el paciente

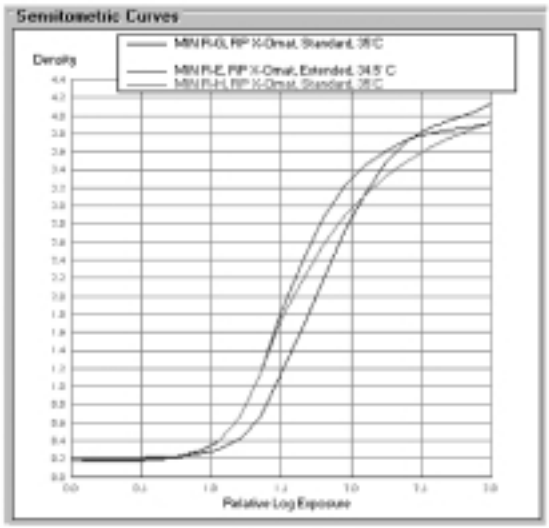
El esquema siguiente incluye las variables que deben tenerse en cuenta

Tiempo de procesado →			Expandido / Normal	
Temperatura			De 33ºC a 39ºC	
Químicos →			Seguir las recomendaciones del fabricante Mezclarlos correctamente Añadir starter	
Regeneración				
Película procesada	**Volumen**	**Nº de placas en ocho horas**	**Revelador por placa (ml)**	**Fijador por placa (ml)**
18x24 ó 24x30	Alto	> 150	20	30
	Medio	61-150	27	35
	Bajo	30-60	35	40
Agitación:			Debe ser uniforme	
Secado:			De 38ºC a 71ºC	

Tiempo de procesado: Se define como el tiempo que tarda la película desde que se introduce el borde de la misma en la bandeja hasta que sale de la

procesadora. El rango de tiempos va de 90 a 210 s dependiendo de que el ciclo sea estándar (90-150 s) o expandido.

La temperatura del revelador y las tasas de regeneración están determinadas por el ciclo de procesado para conseguir unas características sensitométricas que se deseen.

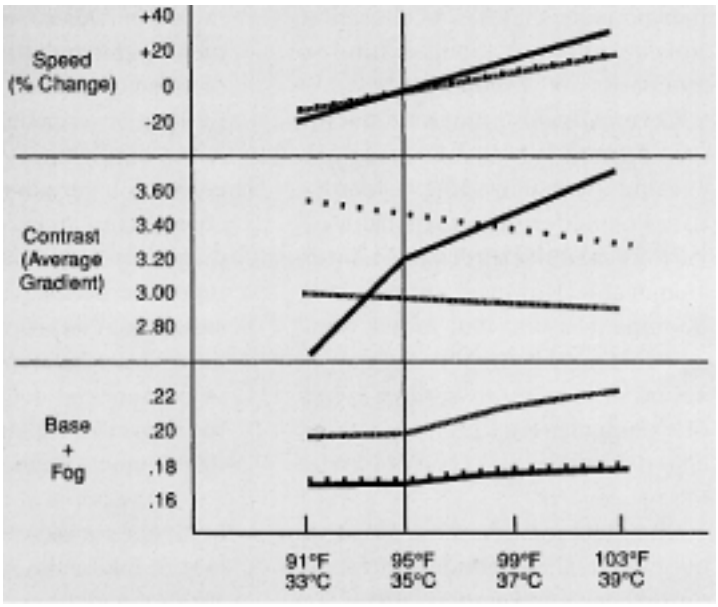


El ciclo expandido (en él la película permanece más tiempo en el revelador) puede ser usado para emulsiones simples de una sola cara. La temperatura del revelador no debe variarse demasiado, y para este tipo de emulsiones el contraste de la película es mayor y la velocidad de la película aumenta lo que reduce la dosis en un 35%.

Con películas de grano cúbico debe usarse el ciclo estándar que proporciona un contraste semejante al ciclo expandido en películas grano tridimensional.

El ciclo estándar mejora la productividad y reduce los artefactos por presión más evidentes al haber más humedad.

Temperatura del revelador: En procesadoras automáticas va de 33ºC a 39ºC. Depende del tipo de película, velocidad de transporte y de las recomendaciones del fabricante.



Línea continua: Grano tridimensional

Línea de puntos: Grano cúbico

Línea a trazos: Grano tabular

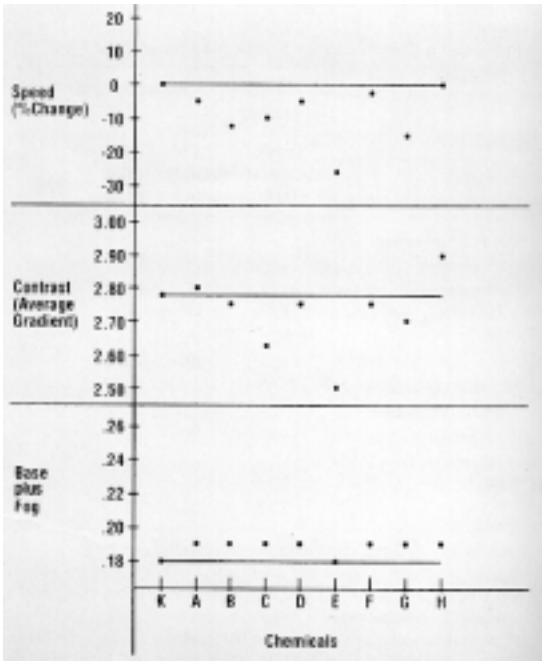
Línea vertical: Recomendaciones de ciclo estándar.

Se puede esperar que tanto velocidad, contraste y base más velo cambien de la misma forma con el tiempo de revelado.

Se debe observar que al trabajar con una temperatura menor que la recomendada la velocidad disminuye con el consiguiente aumento de dosis que ese efecto produce para poder conseguir la densidad óptica adecuada.

Trabajar con temperaturas más altas que las recomendadas puede desestabilizar las emulsiones de las películas.

Químicos: Deben utilizarse los recomendados por el fabricante, se deben mezclar en las proporciones correctas y se les debe añadir una cantidad adecuada de solución de arranque.



Variaciones del procesado según los químicos utilizados. Los valores se han obtenido procesando diferentes tiras sensitométricas

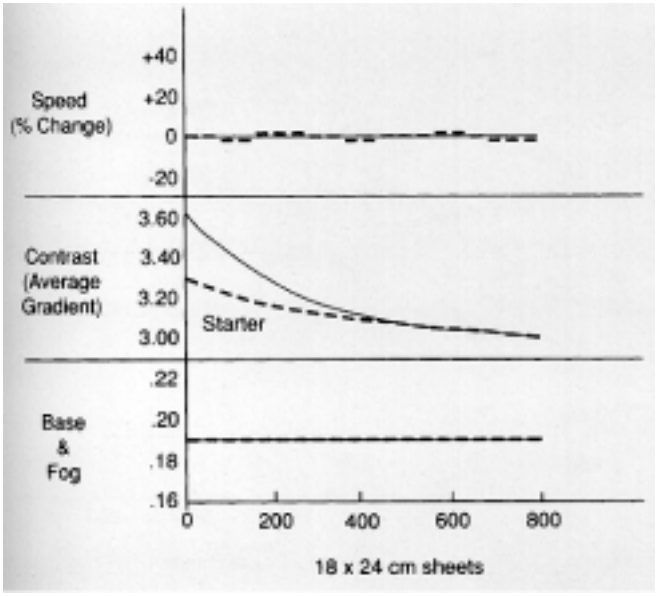
K indica los valores recomendados por el fabricante.

Los químicos pueden ser controlados con medidas de pH y de densidad, si se sospecha que pueden ser culpables de errores de procesado. Sin embargo estas medidas no son excluyentes. Un análisis químico es más fiable, pero puede no ser costo-efectivo.

Ante la sospecha del mal estado de los mismos o de que no cumplen sus condiciones es más eficaz cambiarlos. El coste del cambio es pequeño frente al coste total del proceso mamográfico, y pude que el tiempo que deba invertirse en analizar la causa del proceso no esté justificado.

En cualquier caso debe añadirse una solución de arranque para estabilizar los químicos. El efecto de esta solución es iniciar en condiciones de utilización habitual, de otra forma al comienzo los químicos estarían excesivamente “fuertes”

En el siguiente gráfico veremos esta estabilización. La línea de puntos representa la solución de arranque.



Regeneración: Es un parámetro muy importante para mantener la estabilidad del revelador y la del fijador. Una regeneración adecuada mantiene estables los resultados sensitométricos, reduce o elimina artefactos, y mantiene las condiciones de constancia a lo largo del tiempo.

Las tasa de regeneración a menudo están divididas en grupos en función del volumen diario de película que se revele. La tabla siguiente es indicativa de estos volúmenes:

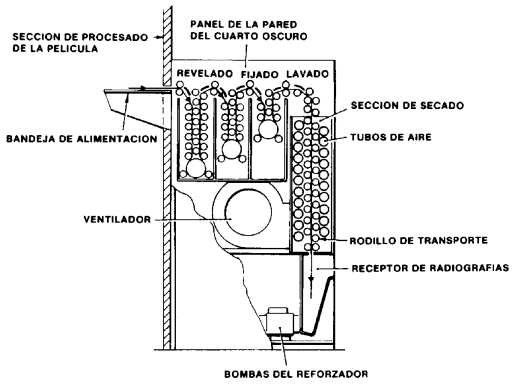
Película procesada	Volumen	Nº de placas en ocho horas	Revelador por placa (ml)	Fijador por placa (ml)
18x24 ó 24x30	Alto	> 150	20	30
	Medio	61-150	27	35
	Bajo	30-60	35	40

Un número menor de películas requiere una mayor regeneración por placa.

Las reveladoras con poco volumen de trabajo tienen una gran dificultad para estabilizar las tasas de regeneración.

La solución de arranque debe añadirse al tanque del revelador, independientemente del volumen de película

Agitación: Mantiene la uniformidad en el proceso y el control de la temperatura. En la superficie son los rodillos los que efectúan la agitación. En los tanques las bombas de recirculación



Secado: La temperatura de secado depende de las condiciones del entorno. El rango es desde 38ºC a 71ºC. Secar con temperatura mayor de la necesaria puede producir artefactos como manchas de agua. La temperatura del secado debe ser tan baja como sea posible para que las placas salgan sin problemas. Además con ello se ahorra energía.

2. Calidad de imagen, velocidad de la película. Sistemas de visualización

La calidad de imagen depende de varios factores técnicos. No hay un estándar para medirla ni en general existen métodos objetivos para determinarla. Por ejemplo, las características necesarias para determinar una lesión grande en tejido graso pueden ser muy diferentes a las que se necesitan para visualizar microcalcificaciones en una mama densa.

Entre otros factores la calidad de las mamografías está afectada por las pantallas películas y/o procesado de la imagen.

Contraste de la película:

Las características de contraste de la película determinan cómo la intensidad de rayos X que ha atravesado la mama va a estar relacionada con la densidad óptica de la mamografía.

Este contraste está afectado por: a) tipo de película b) condiciones de procesado, c) nivel de velo, d) nivel de densidad óptica.

Una película con bajo contraste puede ser el resultado de un bajo contraste inherente a la misma o bien de un procesado en condiciones inadecuadas.

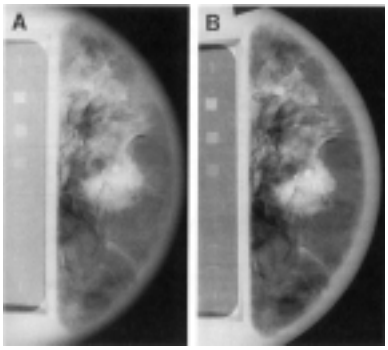


Imagen de mamografías de la misma paciente procesadas en condiciones diferentes

El gradiente promedio describe el contraste promedio de la película en un rango seleccionado de densidades y está definido como la pendiente de la recta que une dos puntos de densidad especificada.

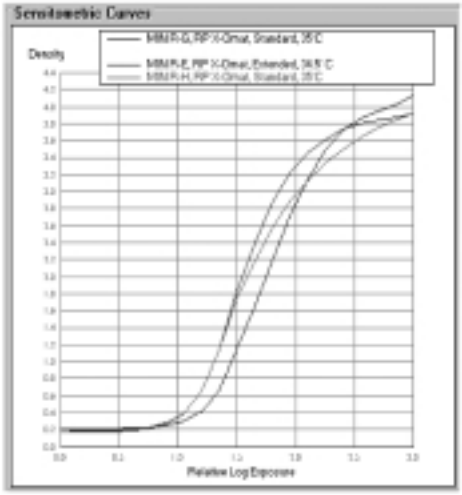
En las películas para rayos X y en los sistemas película-pantalla de diagnóstico se suele determinar el gradiente promedio tomando como puntos los correspondientes a densidades 0.25-2.0 por encima de la base más velo.

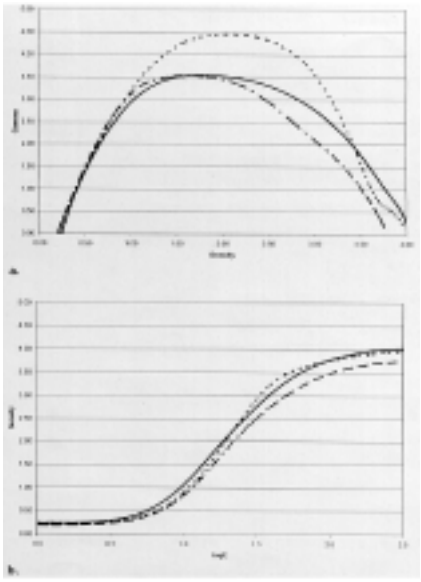
Se define el gradiente promedio como el cambio de densidad dividido por el logaritmo de la exposición relativa.

$$\text{Gradiente promedio} = \frac{1.75}{\log E_2 - \log E_1}$$

E_1 corresponde al punto de densidad neta 0.25 y E_2 corresponde al punto de densidad neta 2.0.

El gradiente determina los cambios en la densidad óptica de la mamografía como consecuencia de las variaciones de rayos X a través de la mama.





a) Gradiente frente a densidad óptica de las curvas de mamografía

b) Curvas típicas de películas de mamografía

Las películas de mamografía presentan un alto gradiente (la densidad máxima entre 2.8 y 3.7 según las diferentes películas). El máximo gradiente se da a diferentes densidades ópticas lo que puede afectar a la exposición óptima para cada película.

Es muy importante conseguir la densidad óptica óptima (1.0 o más por encima de la base más velo), para conseguirla puede verse afectada la dosis de radiación.

Cambios en la dosis en un maniquí de mama por cambios en la densidad óptica

Densidad óptica	Dosis relativa (mrad)
0.9	127
1.1	147
1.3	173
1.5	201

Es importante notar que el contraste de las radiografías depende del contraste del sujeto (lo que implica una técnica determinada), y del contraste de la película.

Por supuesto una mamografía tendrá un contraste óptimo si se hace con: calidad del haz adecuada, mama comprimida, parrilla, película revelada correctamente, densidad óptica apropiada.

Borrosidad película-pantalla.

La difusión de la luz en los sistemas película-pantalla es causa de borrosidad. Los factores que más afectan son: tamaño del fósforo, pigmentos y tintes en la pantalla y el contacto película-pantalla.

La pantalla se utiliza en la parte posterior puesto que la absorción de radiación (y emisión de luz) es mayor en el lado de la pantalla por el que entran los rayos X. Con esta colocación se acorta la distancia entre la superficie de la emulsión y la de la pantalla.

Esta configuración elimina el paralaje y el crossover.

Estudiando la función de transferencia de modulación (MTF) se ve que las combinaciones película–pantalla para mamografía presentan una mejor resolución espacial que las de radiología convencional. El estudio de la MTF de las componentes del sistema ayuda a determinar cual es el factor límite que controla la resolución espacial.

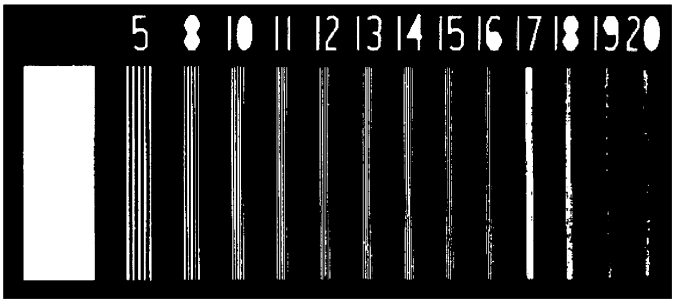
A veces la unidad de rayos X hace que tengan que utilizarse tiempos excesivamente largos, otras veces el tamaño del punto focal y la magnificación son los

factores que aumentan la borrosidad. En estas situaciones el uso de combinaciones rápidas hace que se disminuya la borrosidad al poder acortar los tiempos de exposición y/o poder seleccionar un foco más pequeño.

La resolución a veces se especifica en términos de frecuencia espacial (pares de líneas por mm) a las cuales equivale cierto valor de la MTF (p.ej. 4% o 5%)

Valores típicos de resolución para combinaciones película – pantalla de mamografía son 16 a 20 pl/mm al 5% de la MTF.

Un método sencillo para hacer esta evaluación es utilizar un test consistente en una barra de metal con los grupos de pares de líneas en forma lineal o de estrella.



La resolución límite puede definirse como el número de pares de líneas por mm que pueden ser visualizadas en una imagen.

Este valor puede verse afectado por parámetros tales como contraste, ruido y borrosidad. Los valores típicos en mamografía son de 15 a 22 pl/mm.

Para minimizar la borrosidad es imprescindible un buen contacto película-pantalla. Éste también puede ser evaluado con un test.

Ruido radiográfico

El ruido o moteado es una variación aleatoria indeseada en la densidad óptica de la radiografía que ha sido expuesta uniformemente a los rayos X.

Las mayores fuentes de ruido son: m El moteado cuántico, la estructura de la pantalla, el grano dela película, los artefactos del procesado y el ruido de conversión de los rayos X a luz.

En mamografía la causa mayor de ruido es el grano de la película, y siempre es el motivo de que la frecuencia espacial tenga tan pocos pares de líneas por mm. Esto sugiere que la calidad de imagen puede ser mejorada utilizando películas de grano fino.

Las combinaciones de alta velocidad que por supuesto proporcionan menor dosis de radiación pueden conseguirse con pantallas rápidas, películas rápidas o películas especiales de doble emulsión. Asumiendo que los demás factores están optimizados, los sistemas rápidos generan imágenes generalmente de menor definición o con más ruido que las películas convencionales.

Velocidad de la película

La velocidad o sensibilidad de la película es el inverso de la exposición requerida para producir un efecto dado.

En películas radiográficas a menudo se define como el recíproco de la exposición necesaria para conseguir una densidad de 1.0 por encima de la base más velo.

Los factores que influyen en la velocidad son: tipo de película, tipo de pantalla, condiciones de procesado, condiciones ambientales, fallo de la ley de reciprocidad y desvanecimiento de la imagen latente.

Tipo de película. Los ingredientes usados en la emulsión y la manera en que son tratados y combinados así como la técnica con la que cubren el soporte de la película determinan en parte muy importante la velocidad de la misma.

Tipo de pantalla. Las emulsiones de la película están sensibilizadas ópticamente para cubrir todo el rango de emisión de luz de las pantallas. La emisión espectral de las pantallas, es pues un factor muy importante para la velocidad del sistema.

Condiciones ambientales: Temperatura, humedad, condiciones de almacenamiento, luces de seguridad, fuentes próximas de radiación son factores que influyen obviamente en la sensibilidad.

Condiciones de procesado. Entre los factores más importantes que influyen en la velocidad de la película están las condiciones de procesado. Químicos, temperatura, regeneración, agitación y tiempo de procesado así como el lavado y secado influyen en velocidad y aspecto de las películas.

Fallo de la ley de reciprocidad. Si el sistema es lento deben utilizarse tiempos largos de exposición para compensar, por lo que en estas condiciones se produce el fallo de esta ley.

Desvanecimiento de la imagen latente. Si el procesado de la película se realiza transcurrido un tiempo largo desde la exposición, la densidad óptica de la imagen puede ser menor que la que se consigue procesándola inmediatamente después de exponerla. Este efecto de desvanecimiento está causado por la inestabilidad de la imagen latente.

Sistemas de visualización

La película una vez procesada debe verse en un negatoscopio. Las condiciones bajo las cuales se visualiza la imagen pueden determinar la precisión del diagnóstico.

Las mamografías deben leerse bajo condiciones de buena visibilidad, confort y mínima fatiga.

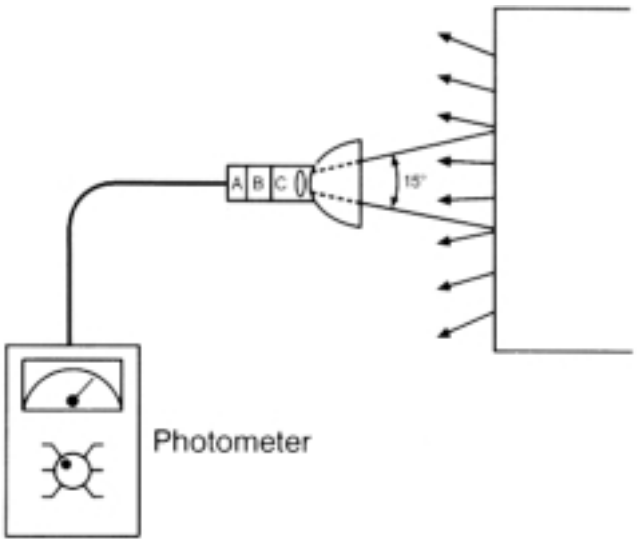
Los negatoscopios deben ser capaces de proporcionar 3000 nit (candelas/m^2)

Iluminaciones ajenas al negatoscopio pueden provocar una pérdida de contraste. La iluminación del ambiente en la zona de lectura es pues otro parámetro a tener en cuenta.

La iluminación debe ser uniforme en todo el negatoscopio de modo que cuando los tubos florescentes pierden brillo deben cambiarse todos a la vez. Las pantallas deben permanecer limpias tanto en el interior como en el exterior de las mismas.

Es también importante tener una luz regulable y cortinillas para poder leer las zonas de alta densidad y estar seguros que están expuestas correctamente.

La iluminación de los negatoscopios así como su uniformidad debe medirse periódicamente.



Luminance Measurement (nit)

11.

CALIDAD DE IMAGEN. CONDICIONES DE VISUALIZACIÓN

Margarita Chevalier del Río

Física Médica. Departamento de Radiología.
Universidad Complutense de Madrid.

La calidad de la imagen radiológica se mide en términos de su utilidad para realizar un diagnóstico claro y exacto y, en consecuencia, los exámenes radiográficos de las distintas partes del cuerpo requieren de técnicas especiales. La mama presenta una anatomía y composición complejas. Su espesor varía desde el pezón hacia la pared del tórax y está compuesta por varios tejidos (piel, grasa y tejido glandular) con densidades muy similares. La distribución y proporción de dichos tejidos no sigue un patrón fijo, variando de mujer a mujer, así como con la edad. Los objetos de interés diagnóstico (distorsiones en la arquitectura de la mama, masas y microcalcificaciones) tienen densidades muy similares a los tejidos mamarios en los que están imbuidos y para visualizarlos se requiere un alto contraste. Hace 25-30 años las mamografías se realizaban a mujeres sintomáticas, la mayoría con lesiones palpables, mientras que en la actualidad está técnica diagnóstica es insustituible en el diagnóstico precoz del cáncer de mama. La detección precoz del cáncer de mama implica poder detectar cambios muy pequeños en el contraste de los tejidos blandos y detalles sutiles o de pequeño tamaño (menores que 0,2 mm). Un diagnóstico positivo no solo depende de la presencia de la lesión en la imagen radiográfica sino de su tamaño, forma, número y configuración. Es por tanto imprescindible minimizar el ruido y la borrosidad de las imágenes para así mejorar el contraste y la resolución espacial. Todo ello hace que la mamografía sea uno de los exámenes radiológicos más complejos tanto desde el punto de vista de la calidad de la imagen como de la formación exigida a los radiólogos en la interpretación de los mamogramas. A lo largo de los últimos 30 años se ha trabajado enormemente en el desarrollo de equipos de rayos X, receptores de la imagen, técnicas radiográficas y procesadoras especiales para poder obtener mamogramas con la calidad requerida.

La calidad de la imagen es el resultado del efecto combinado de muchos factores tal y como se muestra en la Tabla 1[1]. Su influencia en los parámetros que caracterizan la calidad de la imagen ha sido discutida en lecciones previas. En este tema abordaremos aquellos que no han sido previamente tratados o, que pueden ser analizados desde perspectivas diferentes. La calidad de la imagen puede enfocarse desde el punto de vista de su capacidad diagnóstica o desde la perspectiva de su evaluación objetiva a través de parámetros físicos. Dentro del primer aspecto analizaremos los factores de los que depende la visibilidad de objetos de pequeño tamaño. Dentro del segundo, se describirán algunos maniquíes utilizados para evaluar la calidad de la imagen.

Tabla 1. Factores que afectan a la calidad de la imagen

DEFINICIÓN RADIOGRÁFICA		RUIDO RADIOGRÁFICO	
CONTRASTE	BORROSIDAD	MOTEADO	ARTEFACTOS
Contraste inherente Diferencias de absorción Espesor Número atómico	*Movimiento* Compresión Tiempo de exposición	*Granularidad de la película*	*Equipo de rayos X* Filtro Rejilla Bucky
Calidad de la radiación Material del ánodo (Mo, Rh, W) Kilovoltaje (kVp) Filtración (Mo, Al, Rh)	*Geometría* Tamaño del foco Distancia foco-objeto Distancia objeto-receptor de la imagen	*Moteado Cuántico* Película: Velocidad y contraste Cartulina: Absorción, eficiencia de conversión y difusión de la luz Calidad de la radiación	*Receptor de la imagen* Chasis Cartulina Película
Radiación dispersa Colimación Compresión Rejilla	*Cartulina/Película* Espesor del fósforo Colorantes y pigmentos Tamaño de las partículas de fósforo Contacto cartulina-película	*Moteado estructural*	*Procesado* Marcas de rodillos Emulsión arrancada Marcas de las ventosas Suciedad
Película Contraste			*Manejo* Huellas de dedos Arañazos
Procesadora Químicos Temperatura Tiempo			
Densidad óptica			
Velo			
Almacenamiento Luces de seguridad Entradas de luz			

1. VISIBILIDAD DE LOS DETALLES DE PEQUEÑO TAMAÑO.

Como ya se ha indicado, la detección precoz de cáncer de mama depende de forma muy importante de la capacidad de poder detectar pequeñas microcalcificaciones o distorsiones muy sutiles del parénquima. En la Figura 1[2] se muestra como afectan el contraste, la borrosidad y el ruido a la apariencia y detectabilidad de un objeto de pequeño tamaño (microcalcificación). La figura pone de manifiesto muy esquemáticamente como la falta de nitidez asociada con la borrosidad de la imagen disminuye el contraste inherente y aumenta el tamaño del objeto proyectado en el plano de la imagen, desdibujando al mismo tiempo sus bordes. Esto influye no solamente en su apariencia sino en la posibilidad de ser detectado sobre un fondo ruidoso. La visibilidad de estos detalles depende de la compleja interrelación que existe entre contraste, definición y ruido.

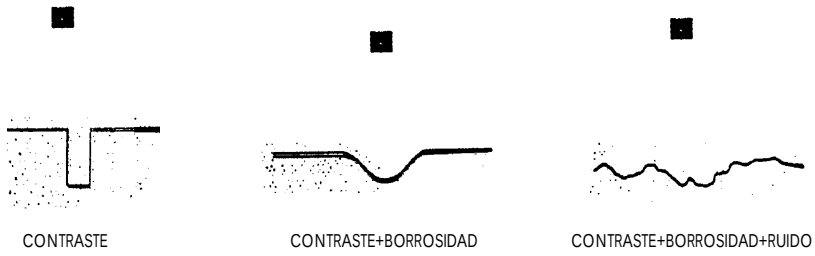


Figura 1. Representación esquemática de los efectos de la borrosidad y el ruido en la visibilidad de una microcalcificación.

1.2. Contraste.

El contraste está determinado esencialmente por el contraste inherente del objeto y por el contraste del receptor de la imagen (Tabla 1). El primero depende de la atenuación de las distintas estructuras presentes en la mama, de la calidad de la radiación y de la cantidad de radiación dispersa presente en la imagen. El segundo depende del tipo de película (contraste de la película) y de las condiciones de procesado[3].

1.2.1. Compresión.

La atenuación que experimenta el haz de rayos X al atravesar la mama disminuye a medida que el espesor de la mama decrece. Igualmente, disminuye el número de fotones de baja energía que son absorbidos y el haz de radiación tiene una energía media menor. Como resultado, aumenta el contraste de las lesiones y estructuras de la mama. El contraste aumenta aproximadamente un 7% cuando el espesor de mama se reduce 1 cm[4]. Por otro lado, un espesor de mama menor reduce la radiación dispersa[5], y, como consecuencia, se produce una mejora del contraste. Estas son las razones principales que aconsejan la utilización de una compresión vigorosa. A ellas cabe añadir la uniformización que se produce en el espesor de mama, posibilitando la utilización de películas de alto contraste (menos latitud).

1.2.2. Tensión y calidad del haz.

La visibilidad de los detalles de alto[4] y bajo contraste[6] disminuye cuando aumenta el kilovoltaje independientemente de la combinación ánodo/filtro utilizada. Este resultado general induce a pensar que es preferible utilizar kVp bajos de cara a optimizar la calidad de la imagen. Sin embargo, la utilización de kVp más bajos implica tiempos de exposición mayores y mayor probabilidad de movimiento del paciente, afectando negativamente a la calidad de la imagen. A esto hay que añadir que la dosis aumenta debido a la mayor atenuación del haz y al fallo en la ley de la reciprocidad de la película.

La elección del tipo de combinación ánodo/filtro también influye en la exposición (mAs) que se necesita para obtener la misma densidad óptica (DO) en la imagen. Las combinaciones Mo/Rh y Rh/Rh requieren exposiciones más bajas (30% y 50% respectivamente) para obtener la misma DO que cuando se utiliza Mo/Mo[6]. El diseño de tubos de rayos X con distintas combinaciones ánodo/filtro ha fomentado el estudio teórico y experimental de su influencia en la calidad de la imagen[6,7,8,9,10,11,12]. Los resultados son dependientes del espesor de la mama y son independientes del contraste del objeto (Fig. 2). Para mamas pequeñas, la combinación Mo/Mo y bajos kilovoltajes proporciona un contraste mayor. Para mamas gruesas, las otras combinaciones proporcionan un contraste similar, consiguiéndose con la de Rh/Rh reducciones significativas de la dosis. Estos resultados son compatibles con los obtenidos utilizando muestras de pacientes[12]. En este caso se concluye recomendar las combinaciones Mo/Rh y 27 kVp para mamas

con espesor ≤60 mm y W/Rh y 26 kVp para espesores de mama superiores. Esta recomendación sigue basándose en el criterio de mantener la calidad de la imagen y reducir la dosis en tejido glandular.

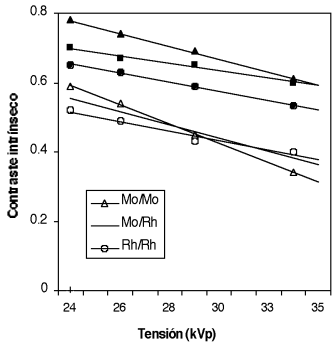


Figura 2. Variación del contraste inherente en función del kilovoltake (kVp) y de tres combinaciones ánodo/filtro: Mo/Mo; Mo/Rh y Rh/Rh. Se ha considerado una composición de mama 50%/50% tejido adiposo/tejido glandular y dos espesores distintos:3 cm (símbolos rellenos) y 7 cm.

1.2.3. Densidad óptica de la imagen.

La densidad óptica influye de forma decisiva en la calidad de la imagen. Es bien sabido que cuando la película está sobreexpuesta, la DO de las partes menos densas de la mama (tejido adiposo) está en el hombro de la curva sensitométrica (curva H&D) de la película. En esta parte de la curva el contraste es muy bajo e impide visualizar la piel. El resultado opuesto se obtiene cuando la película está subexpuesta. En este caso, las zonas más densas de la mama (tejido glandular) tienen una DO que cae en la región del pie de la curva sensitométrica. El bajo contraste de esta región da lugar a una pobre visualización de las microcalcificaciones. Este ultimo resultado se puso de manifiesto de forma global en el programa de detección precoz de cáncer de mama británico (NHSBSP). El trabajo de Young et al[13] evidencia el amplio intervalo de DOs de las unidades de rayos X que participan en dicho programa y como la mayor tasa de detección de cánceres precoces estaba altamente correlacionada con los valores de DO más altos. Los resultados alcanzados indican que la tasa de detección de cánceres pequeños está positivamente correlacionada con la DO y que puede mejorarse en un 0,11% para un incremento unidad en la DO. Un resultado similar ha sido

obtenido para objetos de bajo contraste utilizando un maniquí de contraste versus detalle (CD) o maniquí de bajo contraste[6], apreciándose que la mayor visibilidad corresponde a DO comprendidas entre 1,2 y 2,5. Fuera de ese intervalo, la visibilidad de estos objetos disminuye drásticamente. Estos resultados son independientes de la combinación ánodo/filtro seleccionada.

La curva de latitud o curva gamma -que se obtiene representando el contraste (ΔDO) en función de la DO a partir de la curva sensitométrica de la película- resulta muy útil para conocer las condiciones idóneas de trabajo de una película concreta en las condiciones de procesado locales[14]. Estas curvas muestran para que intervalo de DO la película presenta un contraste máximo (Fig 3). Actualmente, en mamografía se utilizan películas de muy alto contraste. En la Fig. 4(a) se muestra el intervalo de DO útil asociado a varias películas mamográficas. La fig. 4(b) pone de relieve el estrecho intervalo de exposiciones que originan un contraste máximo, siendo este resultado de una importancia relevante en el ajuste del control automático de exposición. Tanto si la película está subexpuesta como si está sobreexpuesta se produce una reducción dramática del contraste.

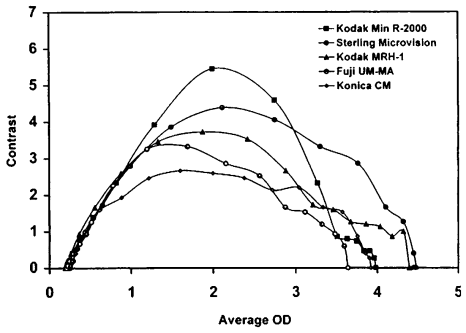
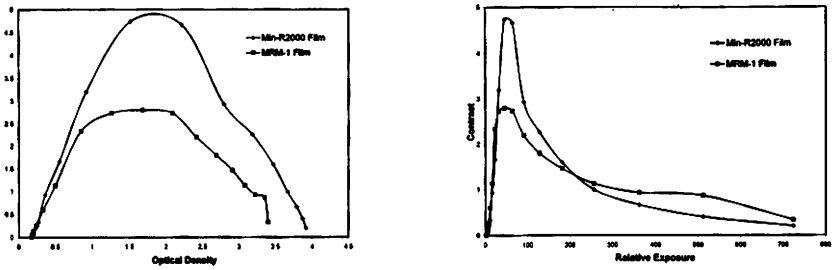


Figura 3. Curvas de latitud obtenidas con diferentes tipos de películas mamográficas procesadas de forma idéntica con un tiempo de procesado de 90 s.



(a) (b)

Figura 4. (a) Curvas de latitud obtenidas con dos películas mamográficas distintas, reveladas en dos procesadoras distintas. (b) Curvas de latitud de las exposiciones asociadas a las dos películas de (a).

1.3. BORROSIDAD

La borrosidad total de la imagen mamográfica es consecuencia de los efectos combinados de distintos factores (Tabla 1). Así, por ejemplo, la sustitución de la película directa por la combinación cartulina/película significa sustituir un sistema de registro con más definición -menor borrosidad- por otro peor. Sin embargo, al ser la combinación película/cartulina más rápida, se propicia la utilización de tiempos de exposición más cortos (minimizando la borrosidad debida al movimiento) y de unas condiciones geométricas superiores (aumentando la resolución espacial). Las condiciones que minimizan la borrosidad asociada con la geometría y con el sistema de registro son muy diferentes cuando se consideran por separado. La borrosidad del sistema de registro disminuye para los sistemas más lentos que lógicamente suponen mayores dosis al paciente. Los factores geométricos pueden mejorarse sin que por ello aumente la dosis, pero tienen otras consecuencias. Por ejemplo, tamaños de foco pequeños y distancias foco-imagen grandes requieren tiempos de exposición largos, aumentando la probabilidad de que aumente la borrosidad debida al movimiento.

La borrosidad derivada del sistema de registro y de la geometría del sistema afecta a la visibilidad de las lesiones en muy diversas maneras y, más en concreto, a la resolución espacial del sistema. Los filamentos de tejido blando son estructuras prác-

ticamente unidimensionales, que en muchos casos están asociadas a lesiones que tienen una estructura similar a la de los patrones de estrella utilizados para determinar la resolución del sistema. Si la resolución espacial del sistema de registro no es adecuada, dichas estructuras no podrían ser fácilmente observables dificultándose el diagnóstico de una lesión maligna. En la Fig.5 se muestran las funciones de transferencia de modulación (MTF) de la película directa, de tres combinaciones película/cartulina para mamografía y de una combinación de las utilizadas en radiografía convencional, poniéndose de manifiesto que las combinaciones película/cartulina mamográficas son las que tienen una mejor resolución después de la película directa.

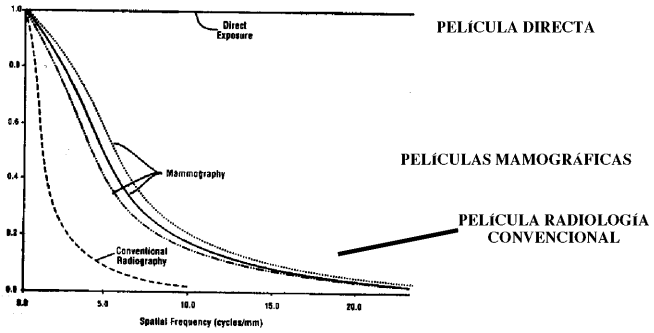


Figura 5. Curvas de la función de transferencia de modulación de la película directa; tres combinaciones película/cartulina para mamografía; combinación doble emulsión/doble cartulina para radiografía convencional.

La borrosidad asociada tanto al sistema de registro como a los factores geométricos se deteriora poco con el tiempo y, en la práctica clínica diaria, los aumentos de borrosidad están esencialmente relacionados con el movimiento. La aplicación de una compresión vigorosa disminuye la probabilidad de que el paciente se mueva. También origina una disminución de la borrosidad del sistema debido a que aproxima las estructuras y posibles lesiones al plano de la película (aumento de la distancia foco-objeto). También es frecuente que la imagen pierda definición como consecuencia de un mal contacto cartulina-película. Por ello es importante verificar dicho contacto dentro de los controles de calidad que se realizan.

La Fig. 1 muestra como la borrosidad modifica la distribución de DO de la microcalcificación, dando lugar a una imagen de mayor tamaño que el objeto, disminuyendo su contraste y, en resumen, disminuyendo su relación señal-ruido.

Igualmente, se pierde definición en los bordes del objeto y, es importante considerar que la forma del borde de una microcalcificación es un dato de utilidad diagnóstica. Para mejorar la visibilidad de estos detalles de pequeño tamaño se recurre normalmente a ampliar la imagen (técnicas de ampliación). Las técnicas de ampliación requieren de focos con tamaño más pequeño que el habitual (0,1 ó 0,15 mm) para compensar el aumento de la borrosidad que se produce como consecuencia de que el objeto está más próximo al foco. La mayoría de los equipos mamográficos cuentan con dispositivos de ampliación que habitualmente son de 1,5x y/ó 2,5x. Las ventajas de la amplificación están asociadas a una mejora de la resolución espacial efectiva del sistema de registro, una disminución del ruido, una reducción de la radiación dispersa y, en general, una mejora de la apariencia de la imagen. La utilización de focos más pequeños supone al mismo tiempo una limitación de las técnicas de ampliación ya que implica una corriente del tubo menor y, por tanto, un aumento de los tiempos de exposición. En consecuencia, aumenta la probabilidad de que aparezca borrosidad debida al movimiento. La borrosidad geométrica asociada con el tamaño finito del foco es otra limitación de las técnicas de ampliación. Debido a que la proyección del foco sobre el plano de la película tiene un tamaño mayor en las proximidades de la pared del tórax (lado del cátodo), la visibilidad de los pequeños detalles se empobrece. Las MTF[15] asociadas a tamaños de foco distintos y diferentes factores de aumento ponen de manifiesto la pérdida de información que se produce para las altas frecuencias sobre todo con el foco más grueso.

1.3. RUIDO.

La presencia del ruido limita la visibilidad o capacidad de detección de los detalles de pequeño tamaño. El ruido depende de varios parámetros (Tabla 1) y, en general, el moteado cuántico es la principal contribución. La percepción del moteado cuántico depende de la velocidad de la película y de su contraste, de la absorción de la cartulina y de su eficiencia de conversión, de la difusión de la luz y de la calidad del haz. En mamografía se han ensayado combinaciones película/cartulina muy rápidas para obtener importantes ahorros de dosis. Las combinaciones más rápidas generan imágenes menos nítidas y ruidosas y esto ha hecho que la combinación doble pantalla/doble emulsión no progresara en el campo de la mamografía. Las imágenes ruidosas dificultan la interpretación de la imagen mamográfica ya que, para visualizar mejor las estructuras mamarias, se suele disminuir la distancia de observación y esto hace que el ruido también se

observe mejor. La utilización de lupas así como las técnicas de ampliación minimizan el efecto del ruido, favoreciendo la detección de los pequeños detalles.

Aparte del ruido asociado con el proceso de formación de la imagen, existen otras fuentes de ruido que pueden ser controladas. El procesado de la película, por ejemplo, origina habitualmente artefactos que pueden enmascarar las posibles lesiones. La suciedad de los rodillos junto con la presión excesiva que ejercen en muchos casos producen rayas, arranques de emulsión, zonas de mayor o menor densidad, etc En la bibliografía[16,17] se encuentran descripciones exhaustivas de los artefactos que pueden introducir las procesadoras y su origen más concreto. La suciedad de las cartulinas, el almacenamiento inadecuado de las películas y las entradas de luz en los cuartos oscuros, constituyen otros ejemplos de fuentes de ruido. Con respecto al equipo de rayos X, la fuente más habitual de ruido es la rejilla que puede introducir artefactos asociados con defectos de su estructura o fallos en el mecanismo del movimiento (mal contacto eléctrico). En este último caso, la imagen de las laminillas de la rejilla con una estructura similar a la del papel de estraza puede enmascarar la presencia de lesiones.

2. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

La calidad global de la imagen es el resultado de muchos factores y de la interacción entre los distintos componentes del proceso de formación de la imagen. La evaluación de todos esos factores es un primer paso en la estimación de la calidad final, pero lo que interesa es tener una medida o índice del producto final del sistema entendido este como una caja negra en la que se introduce una señal y proporciona una respuesta. Esto puede hacerse a través de procedimientos complejos que aportan información sobre como opera el sistema y, aunque la cadena radiográfica no puede considerarse como un sistema lineal, una evaluación aproximada es la determinación de funciones tales como la Respuesta de Impulso Espacial del Sistema (Point Spread Function)[18], la Respuesta de Línea del Sistema (Line Spread Function)[18] o la Función de Transferencia de Modulación (MTF)[18,19]. Otro método de evaluación, basado en la Teoría de Detección de Señales, lo constituye el análisis de ROC[18] (Receiver Operating Characteristics) que incluye la respuesta del observador/evaluador como parte integrante del sistema.

El enfoque más práctico desde el punto de vista del control de calidad consiste en utilizar maniquíes especialmente diseñados para mamografía. Estos maniquíes han de simular la forma y composición de la mama comprimida y contener objetos de test con características similares a las estructuras clínicamente relevantes tales como masas de tejido blando y calcificaciones. El maniquí debe, por tanto, aportar una medida de la sensibilidad a bajo contraste y de la visibilidad de los pequeños detalles. Debe ser además suficientemente sensible para detectar pequeños cambios en el valor de esos parámetros y para diferenciar entre distintos sistemas mamográficos. En la actualidad existen diversos maniquíes comercializados y otros diseñados por las casas fabricantes de los equipos de rayos X para realizar sus propias evaluaciones. Los maniquíes se agrupan en antropomórficos y físicos. Los primeros simulan los tejidos de la mama y su distribución y, en algunos casos contienen detalles similares a las posibles lesiones. Estos maniquíes proporcionan una estimación subjetiva de la calidad de la imagen. Los maniquíes físicos contienen una serie de objetos de test que o bien permiten hacer una estimación cuantitativa de la calidad de la imagen o bien están calibrados para determinar los valores de ciertos parámetros relevantes como son la resolución espacial, el umbral de contraste o el umbral de visibilidad de los pequeños detalles. En España, los maniquíes cuya utilización está más extendida son el maniquí de la firma americana Radiation Measurement Inc. (RMI) y los diseñados por la Universidad de Leeds. El primero de ellos, junto con el maniquí de Nuclear Associates 18-220, son los recomendados por la ACR[17]. Los segundos han sido diseñados en el departamento de Física Médica de la Universidad de Leeds (Reino Unido) y fabricados bajo la firma comercial Faxil[20]. Su utilización es muy habitual en los programas de control de calidad del Reino Unido.

2.1 Maniquí de RMI

En la Figura 6[17] se muestra un esquema de este maniquí, formado por una base de polimetilmetacrilato (PMMA) en la cual se inserta un bloque de resina en el que están contenidos los objetos de test constituidos por fibras, partículas y masas con dimensiones decrecientes. En su diseño inicial, cada uno de los objetos de test se encontraba inserto en un bloque de resina independiente. Esto permitía cambiar aleatoriamente la posición de los objetos de test. En los modelos subsiguientes se eliminó esta característica y los objetos de test ocupan posiciones fijas. El modelo que actualmente recomienda la ACR es el 156 que equivale a una

mama comprimida de 4,2 cm de espesor con una composición 50% tejido glandular/50% tejido adiposo. Simula, por tanto, una mama promedio de la población americana y reproduce las condiciones clínicas de exposición cuando su imagen se obtiene con control automático de exposición. Las características del maniquí hacen que su sensibilidad decrezca frente a los sistemas modernos y se reduzca su capacidad de discriminación.

El método de evaluar la calidad de la imagen consiste en contar el número de objetos de test de cada grupo que pueden visualizarse. La ACR[17] propone un método de puntuación que asigna un punto al objeto de test que se visualiza de forma nítida y 0,5 al que es parcialmente visualizado (Fig 7). Una vez contados el número de detalles que se ven (número de fibras, por ejemplo) se restan los artefactos que aparezcan en la imagen que pueden ser confundidos con el objeto de test que se está evaluando. El criterio adoptado para superar el programa de acreditación en mamografía de la ACR consiste en visualizar como mínimo las tres fibras mayores, las tres partículas mayores y las tres masas mayores. Además, el número de objetos visualizados de cada grupo no puede disminuir en 0,5 entre control y control siempre que el observador sea el mismo y realice la evaluación en idénticas condiciones.

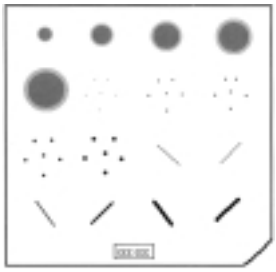


Figura 6. Esquema del maniquí RMI 156. Contiene 6 fibras, 5 grupos de microcalcificaciones y 5 masas.

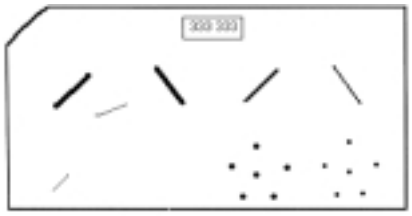


Figura 7. Ejemplo de puntuación recomendado por la ACR: el número de fibras sería 4,5. Se restauna unidad por la presencia del artefacto que puede ser confundido con una fibra.

2.2 Maniquí de Leeds TOR(MAX).

Los diferentes objetos de test están insertos en una placa de Perpex de 1 cm de espesor con forma de D que puede ser situada directamente sobre el bucky o

sobre distintas placas de Perpex incluidas con el maniquí. En concreto, para simular una mama promedio de 5 cm de espesor, la placa debe colocarse sobre 3,5 cm de Perpex. El maniquí contiene 5 tipos diferentes de objetos de test que permiten realizar evaluaciones objetivas (medidas densitométricas) y subjetivas. En la Fig. 8 se muestran los tipos de objetos de test: dos objetos de pares de líneas para medir la resolución espacial a alto contraste en las direcciones paralela y perpendicular al eje ánodo-cátodo y así estimar la resolución en cada una de las dimensiones del foco; dos filas de objetos que simulan calcificaciones con contrastes decrecientes en dos tamaños fijos para evaluar la visibilidad de los pequeños detalles; un objeto de pares de líneas de bajo contraste y una serie de discos de igual dimensión y contrastes decrecientes se utilizan para evaluar la resolución a bajo contraste y la sensibilidad al bajo contraste. También se incluye una cuña para obtener la curva característica. Puesto que todos los objetos de test están calibrados (nº de pares de líneas, contraste (%), etc.) cuando se utiliza este maniquí se obtienen índices de calidad tales como la resolución o el umbral de contraste. También puede obtenerse una puntuación final si se sigue el método de contar el número de objetos de test que se visualizan siguiendo un criterio similar al establecido para el maniquí de RMI. La experiencia con el maniquí TOR(MAX) pone de manifiesto que no es suficientemente sensible para detectar pequeños cambio en el funcionamiento de los distintos elementos de la cadena de formación de la imagen[21].

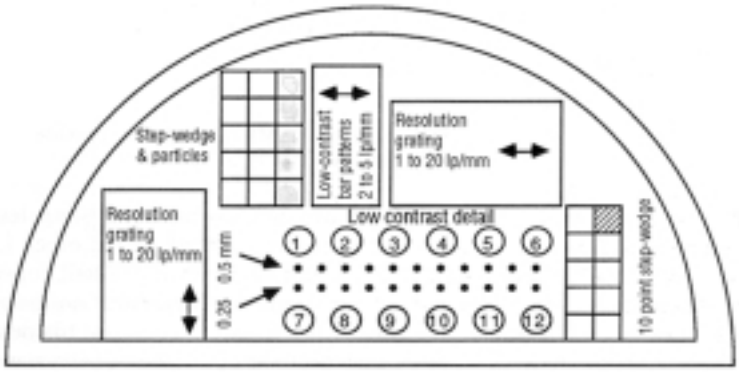


Figura 8. Esquema del maniquí de Leeds TOR(MAX).

2.3. Maniquí de Leeds TOR(MAM)

Este maniquí está también formado por una placa de Perpex de 1,5 cm de espesor que puede ser colocada sobre diferentes espesores de PMMA (se recomienda 3 cm). Dicha placa está dividida en dos mitades (Fig. 9): una de ellas simula el tejido mamario con objetos de interés diagnóstico y la otra contiene los objetos de test que en este caso son filamentos, partículas y discos de bajo contraste. La primera mitad puede ser útil para que la evalúen radiólogos, no de forma cuantitativa sino aportando un posible orden de películas de mejor a peor. La segunda mitad es evaluada contando el número de objetos de test de cada tipo que se visualizan para obtener una puntuación final.

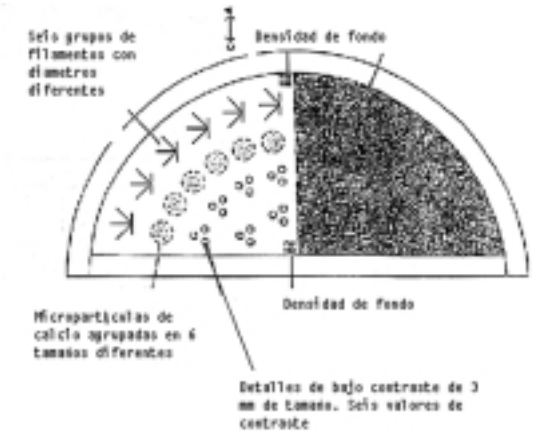


Figura 9. Esquema del maniquí de Leeds TOR(MAM).

2.3.1 Problemas asociados a la evaluación de la calidad de la imagen con los maniquíes.

La evaluación de la calidad de la imagen con los maniquíes es un proceso altamente dependiente del observador. Por ello, se recomienda que las imágenes sean evaluadas siempre por el mismo evaluador, utilizando las mismas condiciones de observación (negatoscopio, luces ambientales, etc.). La reproducibilidad del observador debe ser determinada ya que los cambios detectados en la evaluación de las imágenes pueden quedar enmascarados por la falta de reproducibilidad del observador[22]. Para modular esta dependencia del observador, en algunos casos

se recomienda que las imágenes sean evaluadas por varios observadores, pudiendo combinarse las puntuaciones dadas por cada uno Con respecto a la evaluación del maniquí TOR(MAX), algunos autores[23] apuntan que es independiente del sistema utilizado para puntuar la visibilidad de los distintos objetos de test..

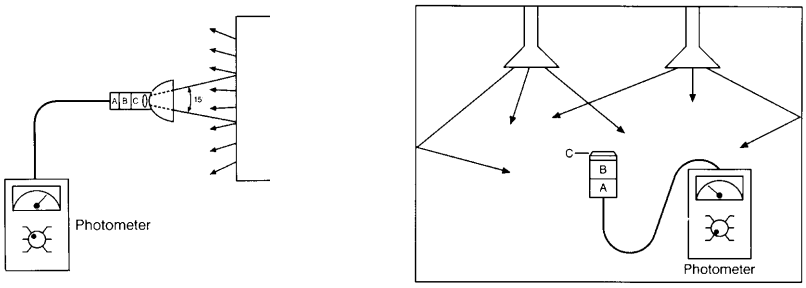
3. CONDICIONES DE VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES

La información diagnóstica contenida en una mamografía de alta calidad puede degradarse al utilizar negatoscopios que no reúnan las condiciones de luminancia adecuadas. En mamografía, se ha realizado un esfuerzo importante para optimizar los equipos de rayos X, los receptores de la imagen y los sistemas de procesado, pero este proceso de optimización ha afectado a los negatoscopios en mucho menor grado. En general, se acepta que los negatoscopios en mamografía tienen que tener un brillo o luminancia altos para poder apreciar los detalles de interés diagnóstico en películas con densidades de fondo altas. Igualmente, se ha demostrado que la iluminación ambiental influye de forma importante en la visualización de las mamografías y que esta debe ser baja[24]. Además, la película debe estar enmascarada para minimizar la luz directa proveniente de las áreas no cubiertas del negatoscopio.

En la evaluación de los negatoscopios realizada en 5 centros de Estados Unidos y Suecia[25]se obtuvo un valor medio para la luminancia de 2920 cd/m^2 para un total de 23 negatoscopios y un intervalo de 1620 cd/m^2 -3630 cd/m^2. En una evaluación equivalente realizada en 20 negatoscopios utilizados en el programa de screening británico[26], el valor medio de la luminancia fue 4.500 cd/m^2 y el intervalo iba desde 2300 a 6.700 cd/m^2. Los valores de luminancia requeridos para visualizar adecuadamente una mamografía no están bien establecidos. Como se ha indicado más arriba, existe un acuerdo en que la luminancia debe ser mayor que la de los negatoscopios de radiología convencional. Este acuerdo general se apoya en los trabajos realizados por varios expertos en los que se evidencia la necesidad de tener un brillo alto y una iluminación ambiental baja[27,28,29]. De acuerdo con estos estudios, en el protocolo de control

de calidad en mamografía elaborado por la ACR[17] se sugiere que el nivel de luminancia ha de ser al menos de 3500 cd/m^2 y la iluminación ambiental tiene que ser menor que 50 lux. Sin embargo, en otros trabajos[24, 30] se llega a la conclusión de que no es necesario que los valores de luminancia sean altos siempre y cuando la iluminación ambiental se mantenga baja. En el protocolo europeo[31] se propone, hasta que se tengan unas evidencias más claras, un valor para la luminancia comprendido entre 2000 y 6000 cd/m^2. El límite superior se incluye para minimizar el deslumbramiento que puede aparecer cuando las películas no se enmascaran de forma adecuada. El valor de la iluminación ambiental ha de ser menor que 50 lux.

En la Fig. 10 se indica la geometría de medida de la luminancia y de la iluminación. La luminancia hay que medirla en la parte central del negatoscopio ya que su valor va decreciendo hacia los bordes. La iluminación se mide situando el luxómetro sobre la superficie del negatoscopio con el sensor orientado hacia la sala de lectura, ya que lo que interesa es minimizar la iluminación que alcanza a este dispositivo de cara a eliminar reflexiones de luz indeseables.



(a) (b)

Figura 10. Dispositivos de medida y geometría para medir (a) la luminancia del negatoscopio y (b) la iluminación ambiental.

4. BIBLIOGRAFIA

1. Haus G H. 1999. Mammography Imaging Physics: Screen Film Processing and Viewing Condition Considerations en *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Physical Aspects of Breast Imaging- Current and Future Considerations*. Ed. por AG Haus y M.J. Yaffe. Radiological Society of North-America (RSNA, Oak Brook, EEUU). 59-77.

2. Vyborny CJ and Schmidt RA. 1994. Technical Image Quality and the Visibility of Mammography detail en *Syllabus: A Categorical Course in Physics: Technical Aspects of Breast Imaging.* 3ª Ed. Ed. por AG Haus y M.J. Yaffe. Radiological Society of North-America (RSNA, Oak Brook, EEUU).103-111.

3. Fernández B. 2000. Receptor de la imagen. Procesado. En libro de Lecciones de este curso.

4. Barnes G T. 1994. Mammography equipment: Compression, Scatter Control, and Automatic Exposure Control en *Syllabus: A Categorical Course in Physics: Technical Aspects of Breast Imaging.* 3ª Ed. Ed. por AG Haus y M.J. Yaffe. Radiological Society of North-America (RSNA, Oak Brook, EEUU). 75-84.

5. Morán P. 2000. Física de la mamografía. En libro de Lecciones de este curso.

6. Hendrick E, Berns EA. 1999. Optimizing mammographic techniques. En: *Syllabus: Categorical Course in Radiology Physics: Physical aspects of breast imaging-Current and future considerations.* Ed. por AG Haus y M.J. Yaffe. Radiological Society of North-America (RSNA, Oak Brook, EEUU). 79-89.

7. Jennings RJ, Eastgate RJ, Siedband MP, Ergun DL. 1981. Optimal x-ray spectra for screen-film mammography. *Med. Phys.* 8. 629-639.

8. Beaman SA, Lillicrap SC. 1983. Tungsten anode tubes with k-edge filters for mammography. *Br J Radiol.* 56. 721-727.

9. Desponds L, Depeursinge C, Grecescu M, Hessle C, Samiri A and Valley JF. 1981. Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography. *Phys Med Biol.* 36. 1165-1182.

10. Kimme-Smith C, Wang J, DeBruhl N, Basic M and Basset LW. 1994. Mammograms obtained with rhodium vs molybdenum anodes; contrast and dose differences. *AJR*. 162. 1313-1317.

11. Gingold EL, Wu X, Barnes GT. 1995. Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh taget-filter combinations in mammography. *Radiology.* 195. 639-644.

12. Thilander-Klange A, Ackerholm PHR, Berlin IC, Bjurstam NG, Mattsson SLJ at al. 1997. Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography. *Radiology.*203. 348-354.

13.Young KC, Wallis MG, Ramsdale ML. 1994. Mammographic film density and detection of small breast cancers. *Clinical Radiology*. 49. 461-465.

14. Robson KJ, Kotre CJ and Faulkner K. 1995. The use of a contrast-detail test object in the optimization of optical density in mammography. *Brit. J Radiol.* 68, 807. 277-282.

15. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr and Boone JM. 1994. *The essential physics of medical imaging.* Ed. Williams and Wilkins. (Baltimore, EEUU).

16. Haus AG, Jaskulski SM. 1997. *The basics of film processing in medical imaging.* Medical Physics Publishing (madison Wisconsin, EEUU).

17. ACR (American College of Radiology). 1994. *Mammography Quality Control Manual.* Reston, Va: American College of Radiology

18. Evans A LI. 1981.*The evaluation of medical images.* Medical Physics Handbook 10. Adan Hilger Ltd (Bristol, Reino Unido).

19. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). 1986. *Modulation transfer function of screen-film systems.* Report 41 (ICRU, Bethesda, EEUU).

20. Cowen AR, Workman A, Coleman NJ Taylor C and Haywood JM. The development of an image quality strategy for screening mammography. En *Optimization of image quality and patient exposure in Diagnostic Radiology.* Ed. por Moores BM, Wall BF, Eriskat H y Schibilla H. BIR Report 20. 35-37. (British Institute of Radiology, London, Reino Unido).

21. Morán P, Chevalier M, Contento G y Vañó E. 1993. Evaluation of the sensitivity of the Leeds TOR(MAX) mammographic phantom. *Rad. Prot. Dos*. 49 (1/3). 163-166.

22. Chevalier M y Morán P. 1996. Variabilidad entre maniquíes de calidad de imagen en mamografía. *Radiología.* 38(9). 633-639.

23. Faulkner K and Law J. (1993). Methods of scoring mammographic phantom films. *Rad. Prot. Dos.* 49(1/3), 183-185.

24. Hill SJ, Faulkner K, Law J and Starritt. 1997. .Film viewing conditions in mammography. *Brit. J Radiol.*70, 409-411.

25. Haus AG, Gray JE and Daly TR. 1993. Evaluation of mammographic viewbox luminance, illuminance and color. Med. Phys. 20(3) 819-821.

26. Hartmann E. 1989. Quality control of radiographic illuminators and associated viewing equipment. Retrieval and viewing conditions. BIR Report 20. 35-37. (British Institute of Radiology, London, Reino Unido).

27. Kimme-Smith C, Haus AG, DeBruhl N and Bassett LW. 1997. Effects of ambient light and viewbox luminance on the detection of calcifications in mammography. *Am. J. Roentgenol.* 168(3). 775-778.

28. Wang J, Gray JE. 1998. Detection of small low-contrast objects in mammography: effect of viewbox masking and luminance. *Am. J. Roentgenol.* 170(1). 105-108.

29. Kitts, EL, 1993. Limitations on contrast sensitivity and dynamic range imposed by human-eye response characteristics, film density, and radiographic viewing conditions. *SPIE, Vol. 1896*. 330-340.

30. Robson KJ, Kotre CJ and Faulkner K. 1996. An experimental investigation of the effect of light-box luminance on the detection of low contrast objects in mammography. *Brit. J Radiol.* 69, 818. 153-159.

31. COMISIÓN DE LA COMUNIDADES EUROPEAS. 1996. European Protocol for the Quality Control of the Technical Aspects of Mammography Screening. En *European Guidelines for auality assurance in mammography screening*. (CEC, Bruselas).

12.

KERMA Y DOSIS GLANDULAR

Miguel Pombar Cameán

Hospital Clínico Universitario de Santiago.

1. Magnitudes Dosimétricas

La energía impartida en la materia, e , por la radiación ionizante en un elemento de volumen, se define como:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q$$

Donde R_{in} es la suma de las energías de todas las partículas ionizantes (con y sin carga eléctrica) que entran en el volumen, R_{out} es la suma de las energías de todas las partículas ionizantes (con y sin carga eléctrica) que abandonan el volumen y ΣQ es la suma de todas las cargas (ICRU 1993).

La energía impartida, ε , es una magnitud estocástica, con un valor probable denominado energía media impartida, $\bar{\varepsilon}$. La unidad de energía impartida es el Julio (J).

La **dosis absorbida**, D , es el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm.

$$D = d\bar{\varepsilon} / dm$$

Donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia de masa dm.

La unidad de dosis absorbida es JKg^{-1}, tiene el nombre especial de gray (Gy)

El **Kerma**, K , es el cociente de dE_{tr} entre dm:

$$K = dE_{tr} / dm$$

Donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas ionizantes sin carga en un material de masa dm.

La unidad del Kerma es el JKg^{-1}, tiene el nombre especial de gray (Gy).

Para aplicaciones en protección radiológica la ICRP (1991) introdujo la dosis absorbida promedio en un órgano o tejido, D_t :

$$D_t = \varepsilon_t / m$$

Donde ε_t es la energía total impartida en un órgano o tejido de masa m

La **dosis equivalente**, H_t , en un órgano o tejido T, se define como:

$$H_t = w_R D_t$$

Donde w_R es el factor de ponderación del tipo de radiación (factor de calidad).

Tabla 1. Factores de ponderación (w_R) de la radiación

Tipo y rango energético		Factor de ponderación
Fotones de todas las energías		1
Electrones y muones de todas las energías		1
Neutrones, energía	< 10 keV	5
	10 keV a 100 keV	5
	> 100 keV hasta 2 MeV	10
	> 2 MeV hasta 20 MeV	20
	> 20 MeV	10
Protones de energía	> 2 MeV	5
Partículas alfa, productos de fisión		20

Como la probabilidad de los efectos estocásticos por unidad de dosis equivalente varía en función del órgano o tejido irradiado, se define un factor adimensional de peso del tejido, w_t . La tabla 2 presenta los valores numéricos de w_t. La suma de los factores de peso del tejido es la unidad.

Tabla 2. Factores de ponderación de los tejidos

Tejido u órgano	Factor de ponderación (w_t)
Gónadas	0.20
Médula ósea (roja), Colon	0.12
Pulmón, Estómago	0.12
Tiroides	0.05
Mama	0.05
Hígado, Vejiga	0.05
Superficie ósea, Piel	0.01
Resto del organismo	0.05

La dosis efectiva E, es la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos o tejidos del cuerpo.

$$E = \Sigma\, w_t\, H_t$$

Donde H_t es la dosis equivalente en el órgano o tejido T y w_t es el factor de peso para el tejido T.

Para cuantificar la cantidad de radiación incidente en los pacientes de radiodiagnóstico se definen magnitudes dosimétricas adicionales. El Kerma-aire en aire libre (ICRU 1992), Ka , se define como el Kerma , K , en aire, en un punto situado en el aire. Esta magnitud se utiliza para la calibración de los dosímetros, tanto en laboratorios primarios o secundarios.

El Kerma-aire en la entrada , Ka,e , se define como el Kerma ; K en aire, en la posición donde el eje central del haz de radiación entra en el objeto hipotético, por ejemplo un paciente o un maniquí, en ausencia del objeto especificado. Excepto por la ausencia del objeto, las demás circunstancias son las mismas que si un paciente real o un maniquí está presente y se realizase la exploración radiológica. En mamografía esto significa que la placa de compresión está posicionada en el haz. En el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía (1996) esta magnitud se denomina como el **Kerma en Aire a la Superficie de Entrada (KASE)**.

El Kerma-aire en la superficie, Ka,s , se define como el Kerma , K , en aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión (backcatter), en la posición donde el eje central del haz de radiación entra en el objeto especificado, por ejemplo un paciente o un maniquí, en presencia del objeto. En radiodiagnóstico, al asumir equilibrio electrónico en la superficie, el Kerma-aire en la superficie coincide con la **Dosis en la Superficie de Entrada (ESD)**.

En la mamografía se utilizan rayos X de baja energía. En esta situación la exposición a la radiación está restringida al volumen de la mama. Para estimar el riesgo potencial a la carcinogénesis de la radiación debido a la mamografía, hay que tener presente tres consideraciones:

- El cáncer de mama aparece casi siempre en el tejido glandular. El tejido glandular es la parte más sensible de los tejidos que componen la mama al cáncer radioinducido. Se asume que el epitelio acinar y el ductal, y el estroma asociado, que forman el tejido glandular, tienen la misma sensibilidad. El tejido adiposo, la piel y el tejido areolar no poseen o tienen una menor sensibilidad.

- Para analizar el riesgo la dosis promedio es más útil que la dosis máxima, ya que se asume una relación lineal dosis-efecto.

- La población diana de los programas de detección precoz de cáncer de mama son mujeres mayores de 40 ó 50 años. Es razonable asumir que las mamas de estas mujeres tienen una proporción de tejido adiposo mayor que las mujeres jóvenes. Debido a este cambio de relación de contenido adiposo/glandular con la edad en la mama, no es apropiado el uso de la dosis promedio en toda la mama. La dosis glandular promedio, Dg, se define como la dosis absorbida promedio en el tejido glandular (excluyendo la piel) en una mama comprimida uniformemente, con una composición determinada, por ejemplo 50 % tejido adiposo, 50 % tejido glandular. Se debe especificar el espesor de mama de referencia (por ejemplo 4 ó 5 cm).

Además la dosis en la mama disminuye rápidamente al aumentar la profundidad del tejido. Por ejemplo, la dosis de salida medida por Hammerstein y cols. (1979) para un maniquí de 6 cm de espesor varió entre el 1 y el 13% de la dosis en la superficie, dependiendo de la calidad del haz. Es por lo tanto importante especificar la dosis en la mama utilizando una cantidad que nos dé una

medida de la dosis en el órgano entero. Por ello se define la dosis glandular como la dosis promedio en el tejido glandular de la mama (Hammerstein y cols. 1979, NCRP 1986, ICRP 1987). El término "glandular" incluye el epitelio acinar y el ductal, y el estroma asociado.

La magnitud relacionada con el riego es por lo tanto la dosis glandular. Esto equivale a asumir que el número de células sensibles no varía con el tamaño de la mama y que estas células están distribuidas uniformemente y aleatoriamente en el volumen de la mama.

2. KERMA EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA (KASE)

Esta medida se lleva a cabo en condiciones de referencia y en condiciones clínicas, bien con el CAE o mediante exposición manual. La medida consiste en dos partes:

1) Determinación de la carga del tubo (mAs) para las condiciones seleccionadas.

2) Medida del KASE para dicha carga.

Para las condiciones de referencia se efectúan dos exposiciones del bloque de PMMA con una densidad óptica inferior y otra superior a 1.0 DO respectivamente.

La correspondiente dosis en la superficie de entrada se mide en el punto de referencia (60 mm de la pared del tórax).

El valor del kerma aire en la superficie de entrada a 1.0 DO (base y velo excluidos) se interpola linealmente a partir de los datos de las dos exposiciones.

Alternativamente el KASE de obtiene de las medidas de rendimiento del tubo de rayos X, en condiciones de buena geometría (haz extrecho).

Tabla 3. Valores límite del KASE en función de la densidad óptica neta

Densidad Óptica (DO)	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6	1.8
KASE (mGy)	9	11	13	15	17	19

3. Determinación de la Dosis promedio en tejido glandular (D_G)

La dosis promedio en tejido glandular se puede determinar mediante la expresión:

$$D_G = \frac{1}{T-1} \int_{1/2}^{T-1/2} D(x)\, dx$$

Donde T es el espesor de la mama y D(x) es la dosis absorbida en función de la profundidad (x) en la mama. Se asume la piel con un espesor de 1/2 cm.

Es difícil medir la dosis en tejido glandular de forma directa, por lo que en general para su determinación se utilizan factores de conversión que relacionan el kerma incidente con la dosis.

La dosis en tejido glandular (D_G) se obtiene a partir del KASE haciendo uso de factores de conversión (g) que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo:

$$D_G = \text{KASE} \times g$$

Dance (1990), Wu y cols. (1991 y 1994) y Boone (1999) han calculado los factores de conversión g por medio de métodos de Monte Carlo. Los valores obtenidos por estos tres autores muestran muy buena correspondencia, de forma que entre los valores obtenidos entre Dance y Boone sólo hay una desviación máxima del 1%, y entre los de Wu y Boone la máxima desviación está entre el 1% y el 6% dependiendo de la composición glandular de la mama.

3.1 Determinación de la Dosis glandular promedio de la mama estándar a partir de medidas en maniquí.

- **Método de la IPSM (1989/94).**

Adopta la mama estándar como un cilindro de 45 mm de espesor con una sección semicircular de 16 mm de diámetro. Está compuesta por una región central con una mezcla homogénea de tejido adiposo y tejido glandular con una proporción de 50:50 en peso, y una región exterior de tejido adiposo (piel) de 0,5 cm de espesor. En la práctica es difícil construir un maniquí acorde con esta descripción por lo que el IPSM utiliza un maniquí de PMMA de 40 mm de espesor y la misma sección.

La Dosis glandular para una mama estándar se obtiene a partir de las medidas con el maniquí de 40 mm de PMMA, mediante la expresión $\mathbf{D_G}$ = **KASE** x **p** x **g**, dónde p convierte el Kerma en aire para el maniquí de PMMA en Kerma en aire de la mama estándar y g convierte el Kerma en aire para la mama estándar en dosis glandular.

Tabla 4. Factores de conversión p y g para el cálculo de la D_G para una mama estándar de 45 mm, a partir del KASE medido con un maniquí de 40 mm de PMMA

CHR (mm Al) (mGy/mGy)	p	g
0.25	1.12	0.149
0.30	1.10	0.177
0.35	1.10	0.202
0.40	1.09	0.223
0.45	1.09	0.248
0.50	1.09	0.276
0.55	1.07	0.304
0.60	1.06	0.326
0.65	1.06	0.349

Los valores de p son próximos a la unidad porque el maniquí de 40 mm de PMMA posee un espesor equivalente próximo al de la mama estándar (45 mm de tejido). (Tabla 5)

Tabla 5. Espesor equivalente de la mama y el PMMA (Perspex). Para un espectro de de rayos X de Mo/Mo y 28 kVp. (Dance 1990)

Espesor de la mama (cm)	Espesor de PMMA (cm)
2.0	1.74
3.0	2.69
4.0	3.65
4.5	4.15
5.0	4.61
6.0	5.54
7.0	6.53
8.0	7.47

El IPSM dá un valor límite de 2 mGy para la mama estándar (45 mm) y recomienda que valores de dosis inferiores a 0.8 mGy se deberían investigar para determinar si la calidad de la imagen obtenida es adecuada.

- **Protocolo Europeo (1996)**

La mama estándar está formada por una región central de 40 mm de espesor constituida por una mezcla de 50% : 50% en peso de tejido adiposo y tejido glandular, rodeada por una capa de 5 mm de tejido adiposo (piel). La mama estándar es semicircular con un radio ≥ 80 mm y un espesor total de 50 mm.

El maniquí estándar está formado por 45 mm de PMMA de espesor y con forma rectangular o semicircular (dimensiones ≥ 150 mm x 100 mm ó radio ≥ 100 mm).

La Dosis glandular para una mama estándar se obtiene a partir de las medidas con el maniquí de 45 mm de PMMA, mediante la expresión $\mathbf{D_G}$ = **KASE** x $\mathbf{g_{PB}}$

El factor de conversión, $\mathbf{g_{PB}}$ **,** se obtiene de los factores de Dance (1990).

Tabla 6. Factores de conversión g_{PB} para el cálculo de la D_G para una mama estándar de 50 mm, a partir del KASE

CHR (mm Al)	g_{PB} (mGy / mGy)
0.25	0.149
0.30	0.177
0.35	0.202
0.40	0.223
0.45	0.248
0.50	0.276
0.55	0.304
0.60	0.326
0.65	0.349

Los valores límite de la D_G varían en función de la densidad óptica neta, tal como indica la tabla 7.

Tabla 7. Valores límite de la D_G en función de la densidad óptica neta

Densidad Óptica (DO)	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6	1.8
D_G (mGy)	1.8	2.3	2.8	3.2	3.6	4.0

3.2. Determinación de la Dosis glandular promedio de la mama de cualquier tamaño a partir de una muestra de pacientes.

Nota.- El Protocolo Europeo de Dosimetría utiliza el mismo método que el IPSM.

La evaluación de la dosis glandular, tal como se describe a continuación, permite una valoración más directa del riesgo de inducir tumores por radiación. El beneficio esperado se puede comparar con el riesgo y por lo tanto proponer modificaciones en los procedimientos, a la vista de los resultados. Además, se obtiene una relación entre el KASE y la D_G, facilitando la continua evaluación y el seguimiento del riesgo asociado con el cribado mamográfico. Para obtener una contribución positiva a la salud pública, este riesgo deberá ser inferior al beneficio obtenido.

En el cálculo de la D_G se supone una mama estándar de composición en peso de un 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular. Las desviaciones de la composición del tejido de referencia dan lugar a valores diferentes de la D_G, debido a las diferencias en los factores de conversión y diferencias en la atenuación. Sin embargo, el promedio de la muestra de pacientes no se verá muy afectada ya que las desviaciones ocurren en ambos sentidos y probablemente se compensen.

La estimación de la D_G se basa en el registro de las condiciones de la exposición y el espesor de la mama comprimida. La muestra de pacientes será como mínimo de 50 para obtener una precisión razonable.

Para cada paciente y para la mama derecha e izquierda se registra el tipo de proyección, el espesor de la mama comprimida, la tensión del tubo, la carga mAs y la combinación ánodo / filtro.

La dosis glandular se calcula mediante la formula

$$D_G = KASE \times g$$

Donde el factor de conversión (g) depende de la calidad del haz en cada exposición, y viene dado por la tabla siguiente:

Tabla 8. Factores de conversión , g , para el cálculo de la DG para distintos espesores de la mama a partir del KASE (Dance 1990)

	ESPESOR DE LA MAMA COMPRIMIDA (mm)					
CHR (mm Al)	30	40	50	60	70	80
0.25	0.234	0.174	0.137	0.112	0.094	0.081
0.30	0.274	0.207	0.164	0.135	0.114	0.098
0.35	0.309	0.235	0.187	0.154	0.130	0.112
0.40	0.342	0.261	0.209	0.172	0.145	0.126
0.45	0.374	0.289	0.232	0.192	0.163	0.140
0.50	0.406	0.318	0.258	0.214	0.177	0.154
0.55	0.437	0.346	0.287	0.236	0.202	0.175
0.60	0.466	0.374	0.310	0.261	0.224	0.195
0.65	0.491	0.399	0.332	0.282	0.244	0.212

Una vez calculada la D_G por exposición (para cada proyección), la dosis en cada mama de obtiene sumando la dosis para cada una de las proyecciones (OBL y CC si se realiza). La dosis a cada paciente (dosis por examen) se obtiene sumando la D_G de cada mama, derecha e izquierda, y dividiendo el resultado por 2, ya que los factores de riesgo se refieren a la exposición en las dos mamas.

4. Cálculo de los factores de conversión.

Nomenclatura:

- **Europa: Factores g (Dance / Klein)**
- **USA: Dosis glandular normalizada D_{gN} (Wu / Boone)**

Método de cálculo (simulación de Monte Carlo).

Las diversas rutinas de Monte Carlo usan cálculos de múltiple scattering, siguiendo la historia de todos los fotones, incluyendo mecanismos de interacción fotoeléctrica, Raleigh y Compton en la región de la energía seleccionada. Todos los fotones se siguen hasta que o bien abandonan el volumen de interés, fueron completamente absorbidos o alcanzaron un nivel de energía pequeño (0.10 keV).

La geometría simulada es una mama de forma cilíndrica o una mama con forma de D. En el caso de la mama de forma cilíndrica el campo de radiación, emitido desde la fuente, se colima para irradiar la mitad de la mama (un semicírculo). El semicírculo de tejido de la mama que no se irradia simula la presencia del torso de la paciente (pared del tórax).

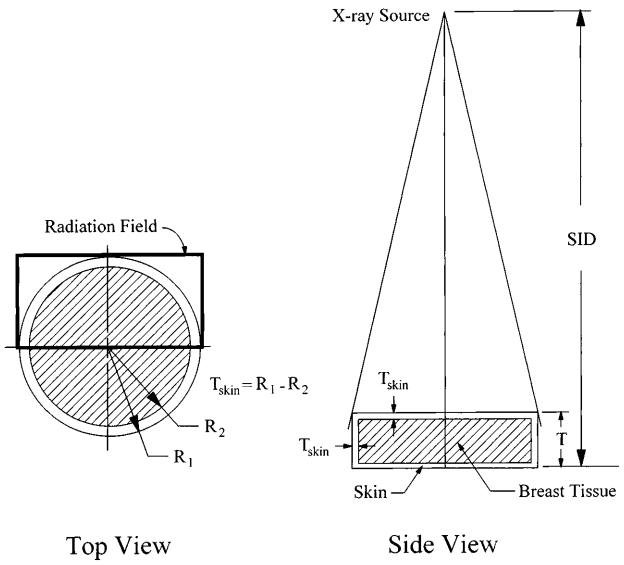


Figura 1. Geometría utilizada en la simulación de Monte Carlo. R = radio de la mama (incluyendo la piel). R = radio de la mama (excluyendo piel). SID = distancia fuente-imagen. T = espesor de la mama, T = espesor de la piel. (Boone 1999)

Se estudian todas las composiciones en peso de la mama, desde 0 % glandular- 100% adiposo hasta 100 % glandular- 0% adiposo.

Las características de la mama se toman de Hammerstein (1979).

El tejido de la mama (componente glandular y adiposo) está envuelto en una capa de piel. El espesor de la piel varia en los diferentes estudios: Dance toma 5 mm, Wu toma 4 mm y Boone calcula con espesores entre 2 y 6 mm.

El cálculo de $\mathbf{D_{gN}}$ viene dado por (Boone 1999):

$$D_{\mathrm{gN}} = \sum_{E=E_{\mathrm{min}}}^{E_{\mathrm{max}}} f(E)$$

$$\times E(1.6021 \times 10^{-8})\Phi(E)G\frac{\mathrm{area}}{\mathrm{mass}},$$

Dónde f(E) es la fracción de energía absorbida, normalizada a la energía del fotón incidente

$$f(E) = \frac{\text{Energía absorbida Por fotón incidente}}{\text{energía del fotón}}$$

E se expresa en keV

Φ(E) es el flujo de fotones correspondientes a una exposición de 1 R (0.258 mC/kg)

La constante realiza la conversión de unidades.

El término G corrige los cálculos de dosis normalizada al componente de tejido glandular de la mama ($\mathbf{D_{gN}}$), en una matríz de tejido heterogénea. Los valores con mamas con 0% de tejido glandular se calculan extrapolando desde los cálculos de D para fracción de tejido glandular en el rango de 2% - 5%

$$G = \frac{f_g \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g}{\left[f_g \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g + (1 - f_g)\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_a\right]},$$

Área es el área en la parte superior de la mama (plano de entrada)
D_{gN} se expresa en milirad por Roentgen (R)
f(E) no tiene unidades
E se expresa en keV
Φ(E) En fotones por mm^2 por R
G no tiene unidades
Área en mm^2
Masa en gramos

5. RESULTADOS. (BOONE 1999)

Si el tejido de la mama no estuviera encapsulado en la capa de la piel la curva de f(E) frente a la energía de los rayos X sería una curva pseudoexponencial, siendo f(E) igual a 1 para muy baja energía y disminuiría casi exponencialmente al aumentar la energía. Sin embargo los fotones de muy baja energía no son capaces de penetrar la capa de piel y depositar su energía en el tejido de la mama, por lo que depositan su energía en la piel.

El máximo de f(E) ocurre entre 15 y 25 keV. Esta es la región donde se generan la mayoría de los fotones del espectro de rayos X convencional (por ejemplo Mo-Mo para 26 kV). El hecho de que exista una alta absorción de energía en esta región sugiere que fotones de esta energía producen imágenes de alto contraste.

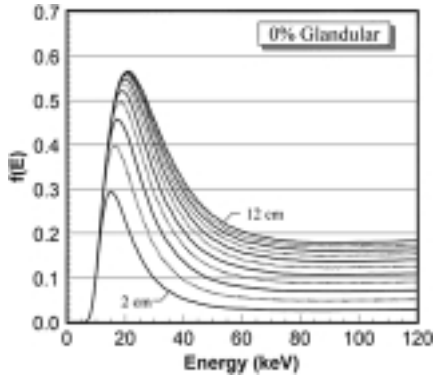


Fig. 3a. f(E) en función de la energía de los rayos X para una composición de 0% tejido glandular.

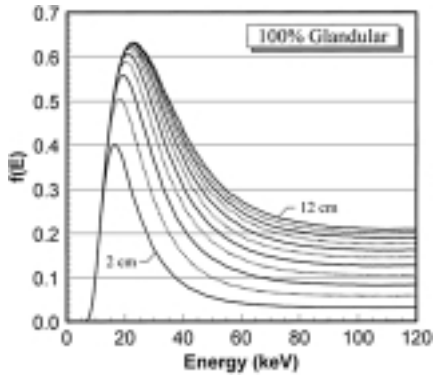


Fig. 3b. f(E) en función de la energía de los rayos X para una composición de 100% tejido glandular.

Aunque el valor de $\mathbf{D_{gN}}$ es más alto para mamas con menor espesor, la exposición (KASE) en la entrada al realizar una mamografía es mucho menor en estas mamas, de forma que una mama delgada recibe una dosis glandular sensiblemente más baja que la mama gruesa.

A medida que la fracción de tejido glandular aumenta, el valor de f(E) aumenta ligeramente, debido al cambio de la composición y al aumento de la densidad del tejido.

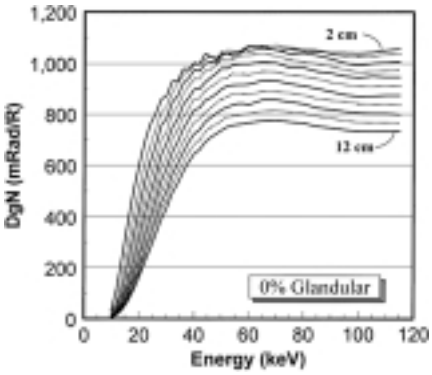


Fig.10a. D_{gN} en función de la energía de los rayos X para una composición de 0% tejido glandular. Espesores de mama entre 2 y 12 cm en incrementos de 1cm.

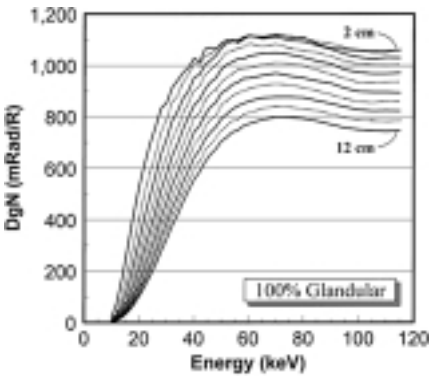


Fig. 10a. D_{gN} en función de la energía de los rayos X para una composición de 100% tejido glandular. Espesores de mama entre 2 y 12 cm en incrementos de 1cm.

Si se representa f(E) en función del espesor de la mama, se puede obrservar el efecto NO LINEAL del espesor de la mama en la dosis. En general f(E) aumenta con la energía, salvo para energías muy bajas (10 keV) lo que sugiere que la absorción delos fotones de esta energía se produce en los primeros 2 cm de tejido.

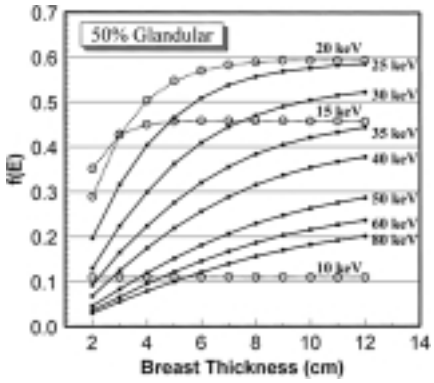


Fig. 4. f(E) en función del espesor de la mama para una composición de 50% tejido glandular.

Si se representa f(E) en función de la fracción de tejido glandular, para un espesor y energía determinados, la relación es lineal. Esto sugiere que la interpolación lineal de f(E) entre la fracción glandular y es preferible a la interpolación lineal entre el espesor de la mama. Por ello sólo se representan los resultados para el 0% glandular (100% adiposo) y el 100% glandular (0% adiposo), y las restantes proporciones se calculan fácilmente.

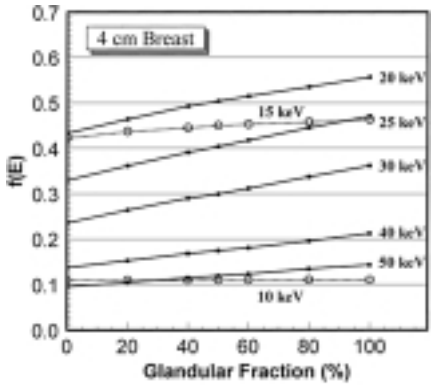


Fig. 5. f(E) en función de la fracción glandular para un espesor de mama de 4 cm.

Influencia de la piel.

El cálculo de la dosis glandular en pacientes tiene muchas incertidumbres. La incertidumbre no sólo es debida a los valores tabulados de $\mathbf{D_{gN}}$ sino de incertidumbres en la determinación del espesor de la mama, la composición de la mama, el valor preciso de los mAs utilizados, la diferencia entre la geometría mamográfica utilizada y la de la simulación de Monte Carlo.

La forma de las curvas de las fig. 3 y 4 (filtración de la piel) sugieren que el espesor de la piel puede tener gran influencia en la precisión del cálculo de la dosis.

La fig.8 ilustra la influencia del espesor de la piel en $\mathbf{D_{gN}}$

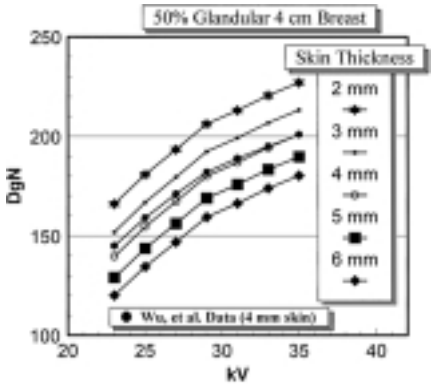


Fig 8. Influencia del espesor de la piel en la D_{gN}. Para una mama de composición de 50% glandular y 4 cm de espesor.

Con respecto a un espesor de 4 mm (Wu), los valores de dosis aumentan en un 15% para un espesor de 2 mm, y disminuyen un 12% para un espesor de la piel de 6 mm. De forma que las diferencias entre los valores de $\mathbf{D_{gN}}$ tabulados por distintos autores (< 6%), son pequeñas comparadas con los errores que se asumen al generalizar las características individuales de la mama de las pacientes.

DEPENDENCIA	
g / D_{gN}	Energía de los fotones Espesor de la piel (filtración) Espesor de la mama Fracción tejido glandular (%)
INCERTIDUMBRES g / D_{gN}	Valores tabulados g / D_{gN} < 6% Espesor de la piel < 15% SID (50-65 cm) 1% Tamaño mama de 0.6% a 2 %

Tabla 1. Comparación de los estudios de diversos autores

	Dance (1990)	Wu (1991/94)	Klein (1997)	Boone (1999)
	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
	W/Mo	Mo/Rh	W/Mo	Mo/Rh
	W/Rh	Rh/Rh	Mo/Rh	Rh/Rh
Espectro	W/Pd W/Al		W/Rh	W/Rh W/Pd W/Ag
Composición de la mama	50%: 50%	100% gland 50% gland 0% gland	100% gland 50% gland 0% gland	100% gland 0% gland (interpol.)
Espesor de la mama (cm)	2 – 8	3 – 8	2 – 9	2 - 12
Forma/Tamaño De la mama	D	D	semicilindro	semicilindro
	16 x 8 cm	18 x 8 cm	r = 8 cm	
SID (cm)	60	60	60	-
Piel (mm)	5	4	5	2 - 6
Código		MCNP	MCNP	TART 97
Monte Carlo	Dance 84	Los Álamos Lab.		Livermore lab.

6. BIBLIOGRAFÍA.

1. Dance, D. R. *The Monte Carlo Calculation of integral radiation dose in xero-mammography.* Phys. Med. Biol. **25**, 25-37 (1980).

2.Dance, D. R. *Monte Carlo Calculation of Conversion Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose.* Phys. Med. Biol. **35**, 1211-1219 (1990).

3. Klein, R., Aichinher, H., Dierket, J., Jansen, J.T.M., Joite-Barfub, S., Säbel, M., Schulz-Wendtland, R. and Zoetelief, J. *Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large group of patients.* Phys. Med. Biol. **42**(4) 651-671 (1997).

4. Boone, J M. *Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment.* Radiology **213**, 23-37 (1999).

5. Wu, X., Barnes, GT. and Tucker, DM. *Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography.* Radiology **179**, 143-148 (1991).

6. Wu, X., Gingold, EL.,Barnes, GT. and Tucker, DM. *Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography .* Radiology **193**, 83-89 (1994).

13.

RESULTADOS DEL CONTROL DE CALIDAD EN LOS PROGRAMAS DE CRIBADO MAMOGRÁFICO

Miguel Pombar Cameán

Hospital Clínico Universitario de Santiago

La única medida de eficacia probada a través de ensayos clínicos para reducir la mortalidad por esta causa es la realización periódica de mamografías de cribado (Kerlikowske y *cols*., 1995). Es por esto por lo que desde la Dirección Xeral de Saúde Pública de la Conselleria de Sanidade e Sevicios Sociais de la Xunta de Galicia, se puso en marcha en 1992 el "Programa Galego de Detección Precoz do Cancro de Mama (PGDPCM)". Desde el año 1996, el programa está integrado en la "European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening (EUREF)" (Euref News 1996). La figura I1 muestra los proyectos piloto de la European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening (EUREF)

Figura I1.
Proyectos Piloto de la European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening (EUREF): Bélgica (Bruselas/Leuven). Alemania (Heidelberg). Dinamarca (Copenhague). Francia (Estrasburgo/Marsella). Grecia(Atenas/Ormilia). Irlanda (Dublín). Italia (Florencia/Turín). Luxemburgo (Luxemburgo). Portugal (Coimbra). España (Pamplona/Santiago de Compostela).

Los datos objeto del presente estudio se recogieron en los controles de calidad realizados desde el inicio del Programa, en noviembre del año 1992, hasta diciembre de 1999. En total se realizaron un total de 51 controles de calidad anuales y 50 controles de calidad semestrales. Para el manejo del fichero de

datos y el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS. Los resultados se comparan con los obtenidos de la bibliografía.

Durante el período estudiado el Programa dispuso de 10 unidades de exploración mamográfica, 6 fijas y 4 móviles, constando cada una de ellas de un mamógrafo y una procesadora automática, además del apoyo administrativo correspondiente.

De las unidades fijas tres son de la firma General Electric (dos son el modelo Senographe 500T y una el Senographe 600T), dos son de la firma Instrumentarium (modelo Alpha III) y una es de la firma Philips (modelo MammoDiagnost 3000). De las unidades móviles, tres son Siemens (modelo Mammomat 300) y una es Fisher Imaging (modelo Atenía HF). Todas las unidades están equipadas están equipadas con Control Automático de Exposición (CAE) y rejilla móvil.

Cada unidad dispone de su propia procesadora automática, y debido a los cambios de equipamiento realizado en ese período, se utilizaron un total de cuatro modelos de procesadoras, tres modelos con sistema de luz-día (Kodak M-35, AGFA Curix Compact y AGFA Mamoray Compact) y un modelo tipo sobremesa (AGFA Curix 60).

Las tres Unidades de Evaluación Radiológica disponen de negatoscopios del tipo rodantes, Rotolux M 680, con capacidad para 680 películas de formato 18 x 24 cm, y con regulación de luminancia entre 2000 y 7000 cd/m^2.

Se han utilizado películas AGFA MR3-II en nueve unidades de exploración y la película Dupont Microvision C en una unidad. Las cartulinas de refuerzo disponibles han sido las AGFA Detail y Detail S, y la Kodak Min-R.

1. Generación y control de rayos X.

1.2 Desviación de la tensión del tubo.

La desviaciín de la tensión se midió entre 26 y 30 kV en intervalos de 1 kV. Para la tensión de referencia de 28 kV se encontró que sólo en 4 de los 101 controles efectuados (4 %) se sobrepasó el límite de tolerancia de 1kV. En 83 de los 101 controles (82,2%) la desviación de la tensión fue inferior a 0,5 kV (ver Figura R1)

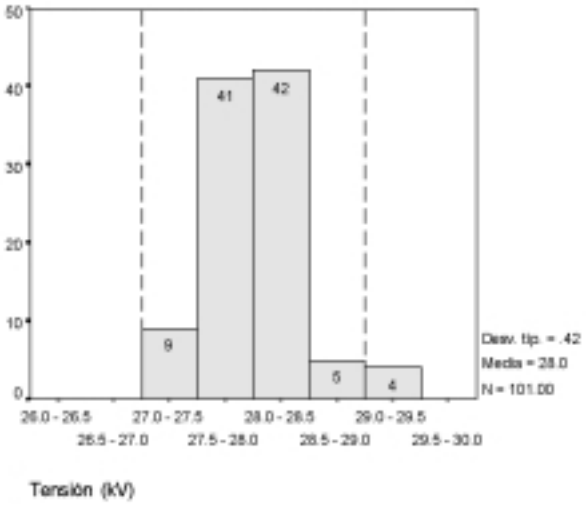


Figura R1.
Histograma de la desviación de la tensión para 28 kV. Número de medidas, valor medio y desviación típica. Las líneas verticales indican los valores límites recomendados.

Para la tensión de 26 kV, que representa el valor inferior del intervalo de medida, sólo en uno de los 101 controles se sobrepasó el valor de tolerancia de 1 kV (0,01%). Para la tensión de 30 kV, que representa el valor superior del intervalo de medida, sólo en 7 de los 101 controles se sobrepasó el valor de tolerancia de 1 kV (6,9 %).

1.2 Reproducibilidad de la tensión.

La reproducibilidad de la tensión se midió realizando exposiciones repetidas con una tensión fija, en este caso la más representativa de las condiciones habituales de la clínica en el Programa (28 kV). En al figura R2 se representa el histograma de la reproducibilidad de la tensión para 28 kV, medida por medio de 5 exposiciones repetidas. En todos los controles la reproducibilidad fue inferior a 0,5 kV.

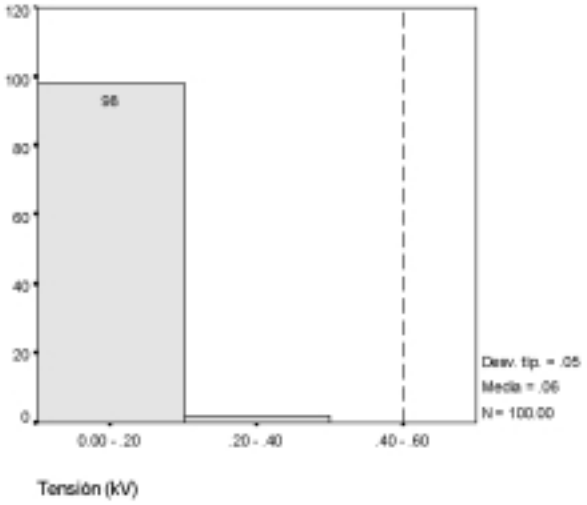


Figura R2.
Reproducibilidad de la tensión para 28 kV. Número de medidas, valor medio y desviación típica. La línea vertical indica el valor límite recomendado.

1.3 Capa hemireductora (CHR).

La capa hemireductora se determina midiendo la atenuación de una serie de filtros de aluminio, añadidos al haz de rayos X. Los filtros de aluminio poseen una pureza > 99% y se colocaron sobre el dispositivo de compresión, en un punto intermedio entre el punto focal y el detector e interceptando toda el área de irradiación. La cámara de ionización se colocó en el punto de referencia, situado a

60 mm de la pared del tórax y centrado lateralmente. La capa hemireductora se calculó mediante la expresión:

$$CHR = \frac{X_1 \cdot \ln (2Y_2 / Y_0) - X_2 \cdot \ln (2 Y_1 / Y_0)}{\ln (Y_2 / Y_1)}$$

La lectura de la exposición directa se indica como Y_0 ; Y_1 e Y_2 son las lecturas de exposición obtenidas con el aluminio añadido con espesores X_1 y X_2 respectivamente

La capa hemireductora para 28 kV varió entre 0,30 y 0,42 mm de Al, obteniéndose un valor medio de 0,35 mm de Al. En todos los controles el valor de la capa hemireductora fue superior a 0,3 mm de Al (ver figura R3).

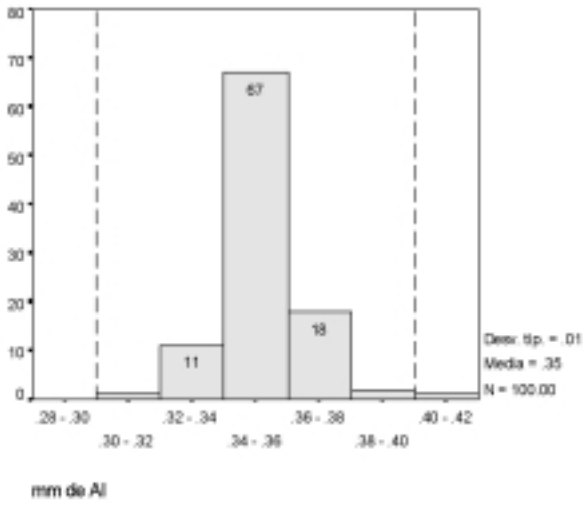


Figura R3.
Histograma del valor de la Capa hemireductora para 28 kV. Número de medidas, valor medio y desviación típica. Las líneas verticales indican los valores límites recomendados.

1.4 Rendimiento del tubo de rayos X.

El rendimiento de un tubo de rayos X es un parámetro importante ya que un redimiento muy alto puede indicar una filtración del tubo inadecuada, y al contra-

rio un rendimiento bajo puede indicar antigüedad en el tubo, filtración excesiva o problemas en la forma de la onda. Las medidas de rendimiento se realizaron situando la cámara de ionización en el eje por el cual pasa el punto de referencia, sin material de dispersión ni la atenuación debida a la placa de compresión. Se corrige la medida para la distancia desde el punto focal hasta el detector y de calcula el rendimiento a 1m y la tasa de dosis a la distancia foco película.

Los valores medios de los rendimientos de los tubos de rayos X para una tensión de 28 kV, entre las distintas unidades, variaron entre 35,0 y 52,8 μGy / mAs a 1metro, obteniéndose los valores más altos para los equipos Siemens Mammomat 300 y Philips MamoDiagnost, con valores medios de 50,1 y 49,7 μGy / mAs a 1metro, respectivamente. El valor de rendimiento inferior lo presentó el equipo Alpha III de la unidad número tres, que presentó un valor medio de 30,2 μGy / mAs a 1 metro (ver figura R4).

La figura R5 muestra la amplia dispersión de valores de tasa de dosis obtenidas, en función modelo de equipo de rayos X. La tasa de dosis a la distancia foco película varió entre 8,5 y 17,7 mGy/s. El valor más alto correspondió al equipo de rayos X modelo Siemens Mammomat 300 y el inferior al equipo de rayos X modelo Alpha III.

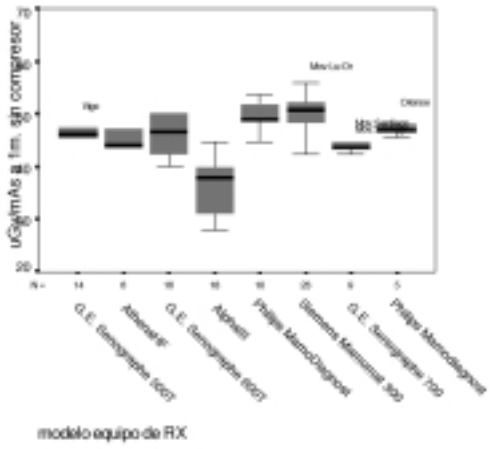


Figura R4.
Rendimiento del tubo de rayos X a la distancia de 1 metro, sin compresor, en función del modelo de equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

El equipo de rayos X que menor rendimiento por mAs presentó, también presentó la menor tasa de dosis (mGy/s), teniendo además un factor de rejilla elevado (3,2) y una atenuación del compresor del 28,5 %.

Debido a estos problemas, el equipo trabajaba con tiempos de exposición largos, lo que obligaba a la operadora a aumentar la tensión con la consiguiente pérdida de contraste. La falta de soluciones técnicas a estos problemas motivó la sustitución de este equipo de mamografía.

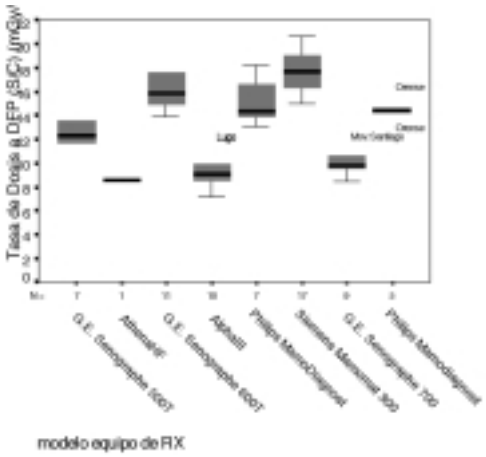


Figura R5.
Tasa de dosis del tubo de rayos X a la distancia foco película, sin compresor, en función del modelo de equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

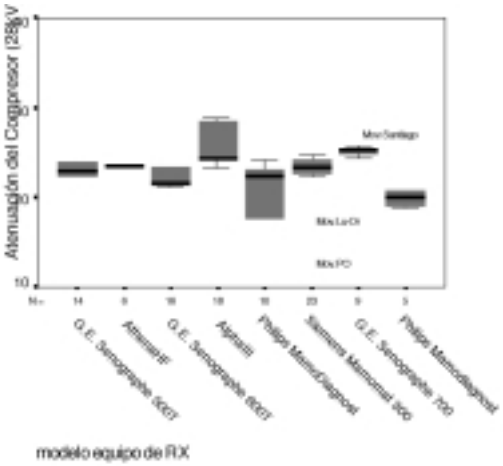


Figura R6.
Factor de atenuación de la placa de compresión, en función del modelo de equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

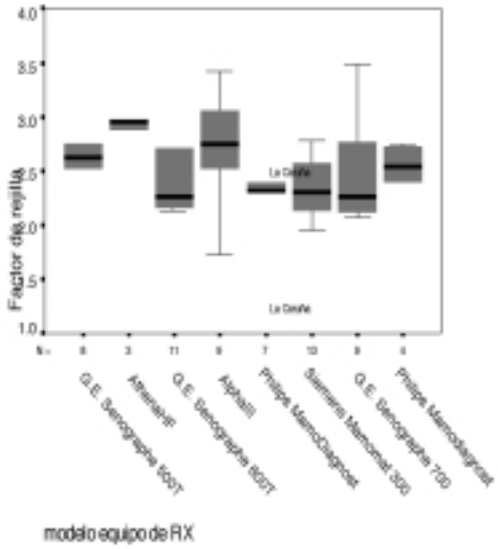


Figura R7.
Factor de rejilla en función del modelo de equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

2. Control Automático de la Exposición (C.A.E.).

2.1 Densidad Óptica (DO) diana para 45 mm de PMMA.

El objetivo del Control Automático de la Exposición (C.A.E.) del mamógrafo es obtener una DO determinada en la película, independientemente de las variaciones del espesor y composición de la mama, debiendo mantenerse constante con las variaciones de la tensión .

La DO para 45 mm de PMMA en condiciones clínicas mostró una amplia dispersión de valores entre 0,41 y 1,90 DO durante el período de tiempo estudiado, con un valor medio de 1,30 DO (ver figura R8).

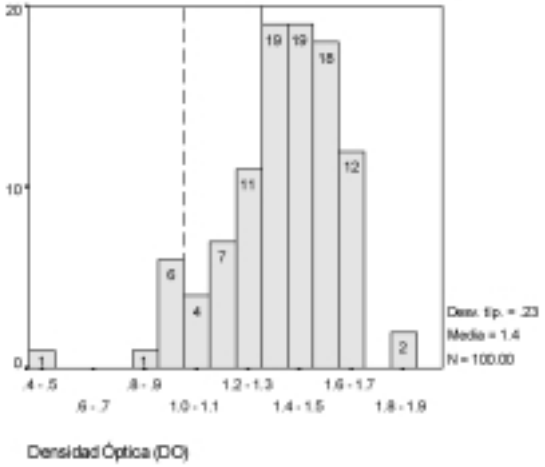


Figura R8.
Histograma del valor de la Densidad Óptica para 45 mm de PMMA a 28 kV. Número de medidas, valor medio y desviación típica. Las líneas verticales indican los valores límites recomendados.

Entre los años 1993 y 1996 el valor límite de la DO diana "target" en el protocolo europeo debería encontrarse entre 1,0 y 1,5 DO (M = 1,25). Mientras que a partir de 1996, el objetivo es mantener la Densidad Óptica entre 1,3 y 1,8 DO (M=1,50).

Los valores medios de DO obtenidos fueron de 1,42 DO en el año 1993, 1,28 DO en el año 1994, 1,13 DO en el año 1995, 1,27 DO en 1996, 1,47 DO en el 1997, 1,50 DO en el año 1998 y 1,49 DO en el año 1999 (ver figura R9). Si se exceptúan los dos primeros años en que sólo estaban en funcionamiento dos unidades, se observa claramente el efecto de las recomendaciones y actuaciones del control de calidad sobre este parámetro. Además se observa una menor dispersión de los resultados entre unidades, con unas desviaciones típicas de 0,31 en el año 1995, de 0,24 en el año 1996, de 0,14 en el año 1997, de 0,11 en el año 1998 y de 0,10 en el año 1999; lo que indica una mayor homogeneidad entre los ajustes de control automático de exposición de las distintas unidades. En los años 1997, 1998 y 1999 de un total de 58 controles sobre las 10 unidades, en 56 de ellos la DO "target" se encontraba ente 1,3 y 1,8 DO, y sólo en dos de ellos la densidad óptica (DO) era inferior.

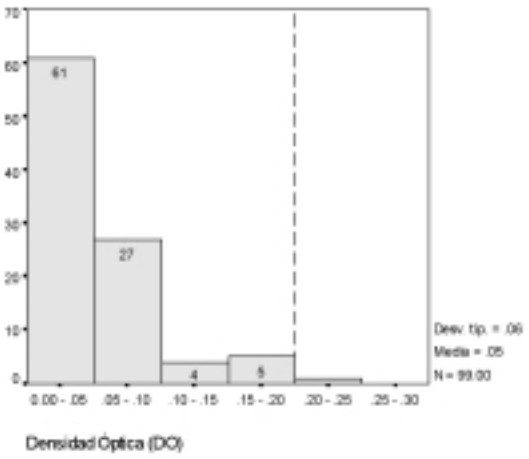


Figura R9.
Densidad Óptica Diana en función del año en que se realizaron los controles de calidad. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*). Las líneas horizontales muestran los valores de DO diana del protocolo europeo n los años 1993 y 1996.

2.2 Incrementos de Densidad Óptica por paso del selector de densidades.

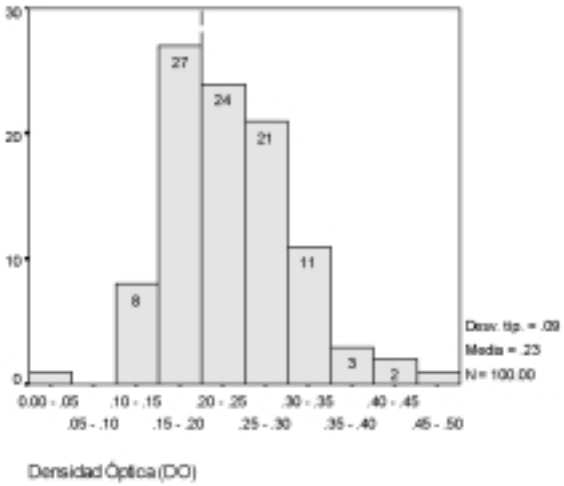


Figura R10.
Histograma del valor del incremento de Densidad Óptica por paso del selector de densidades. Número de medidas, valor medio y desviación típica. La línea vertical indica el valor límite recomendado.

En la figura R10 se muestra el histograma de los incrementos de Densidad Óptica por paso del selector de densidades, mostrándose que sólo en 36 de 100 controles (36 %) el incremento era inferior al valor límite del protocolo europeo de 0,20 DO.

La figura R11 muestra el incremento de Densidad Óptica por paso del selector de densidades en función del modelo de equipo de rayos X estudiado. Se observa que en general el valor de incremento de densidad Óptica superior a 0,20 no está relacionado sólo con la antigüedad del equipo de rayos X, por lo que se concluye que son más determinante los ajustes del equipo por parte del servicio técnico, que la antigüedad del equipo.

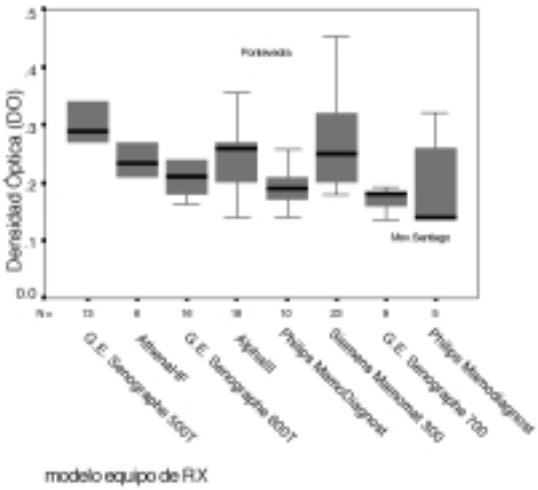


Figura R11.
Incremento de la Densidad Óptica por paso del selector en función del modelo del equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

2.3 Reproducibilidad a corto plazo del CAE.

La reproducibilidad a corto plazo se analizó mediante 10 exposiciones repetidas con las mismas características, midiéndose la Densidad Óptica para 45 mm de PMMA. La figura R12 muestra el histograma, con un valor medio de 0,05 DO y una desviación típica de 0,06, en el 98 % de los controles la reproducibilidad se encontraba por debajo del límite inferior del protocolo europeo de 0,20 DO.

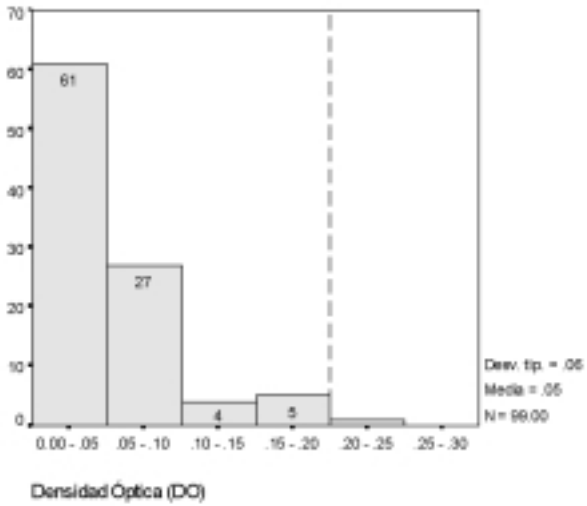


Figura R12.
Histograma de la Reproducibilidad de la Densidad Óptica para 45 mm de PMMA.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

2.4 Compensación del CAE para distintos espesores.

La capacidad del exposímetro automático para compensar las diferencias de espesor de la mama se chequeó con láminas de PMMA de espesores 2, 3, 4, 5 y 6 cm, para una tensión de 28 kV. No se utilizaron espesores de 7 cm, tal como propone el protocolo europeo, ya que en algunos de nuestros equipos de mamografía se cortaba la exposición por la seguridad del “guard timer”.

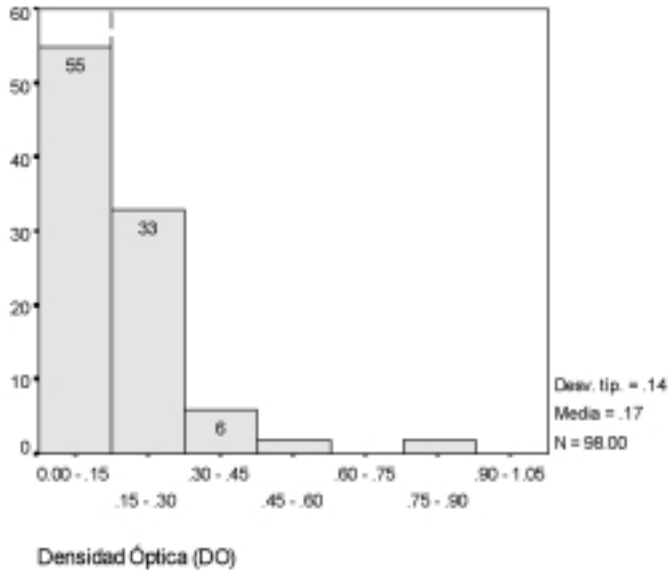


Figura R13.
Histograma de la compensación con el espesor entre 20 y 60 mm de PMMA.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

La figura R13 muestra el histograma de los resultados de la compensación con el espesor, obsevándose que en 55 de los 98 controles (56,1%) la diferencia de DO era inferior al valor límite de 0,15 DO del protocolo europeo.

En la figura R14 se muestra el diagrama de caja de la compensación con el espesor en función del año de realización del control, observándose la influencia en los posibles ajustes en los equipos a lo largo del tiempo, y en la adquisición de nuevos equipos.

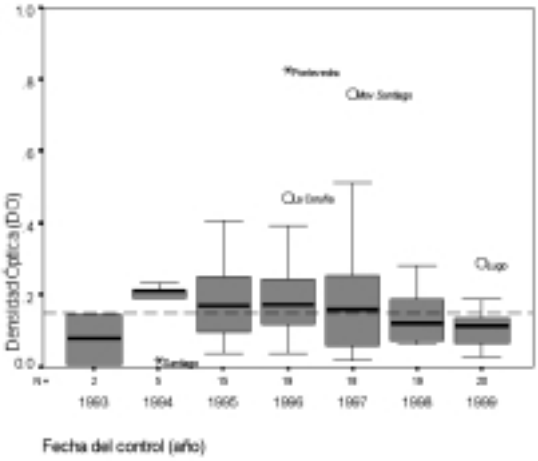


Figura R14.
Diferencia de la Densidad Óptica con el espesor del objeto, en función del año en que se realizó el control. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*). La línea horizontal indica el valor límite.

2.6 Compensación del CAE para distintas tensiones.

La compensación con la tensión se analizó midiendo la DO para 45 mm de PMMA y variando la tensión entre 25 y 31 kV en incrementos de 1 kV. La figura R15 muestra el histograma de los resultados, mostrando un valor medio de 0,14 DO y una desviación típica de 0,09 DO. En 70 de los 98 controles realizados (71,4%) la variación de la densidad óptica obtuvo un valor inferior al valor límite de 0,15 DO del protocolo europeo.

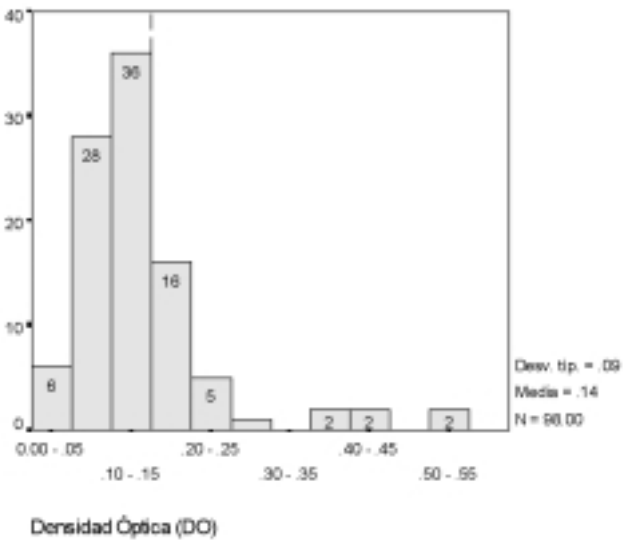


Figura R15.
Histograma de la Compensación con la tensión entre 26 y 31 kV para 45 mm de PMMA.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

Control de Calidad: Comparación de resultados.

La calidad de la imagen y la dosis a las pacientes dependen fuertemente de la tensión seleccionada en el generador, por lo que es necesario mantener una calibración precisa de la tensión. En nuestro estudio la desviación y la reproducibilidad de la tensión han sido excelentes, en concordancia con los resultados obtenidos por Maccía y *cols*.. (1994), Nassivera y *cols*. (1997), Law (1997) y Young y *cols*. (1998); sin embargo Kimme-Smith y *cols*. (1992) en su estudio sobre 41 unidades de mamografía en California (USA) entre 1986 y 1990 encuentra 20 unidades con desviaciones mayores de 1 kV.

Para eliminar la radiación de muy baja energía y reducir la dosis es necesario que la filtración del haz de rayos X sea como mínimo equivalente a 0,5 mm de Aluminio ó 0,03 mm de Molibdeno, lo que en la práctica se consigue con una capa hemirreductora mayor que 0,3 mm de Aluminio. En nuestro estudio todas las unidades cumplieron este requisito, por lo que la filtración de todas las unidades de mamografía del Programa ha sido completamente adecuada.

Dado que la calidad del haz de radiación viene determinada por la tensión y la capa hemirreductora, se considera que en todas las unidades estudiadas del PGDPCM la calidad del haz de radiación era excelente.

Para asegurar que los tiempos de exposición sean lo suficientemente cortos para minimizar el movimiento de las pacientes y la incomodidad, es necesario un alto rendimiento del tubo de rayos X. Young y *cols*. (1995) encontraron que en los mamógrafos del NHSBSP el rendimiento del tubo de rayos X podía variar hasta un factor cuatro, y en general los equipos de rayos X Siemens Mammomat 2s presentaban el rendimiento más alto y por lo tanto los tiempos de exposición más cortos. En nuestro estudio los equipos Siemens Mammomat 300 obtuvieron los rendimientos más altos, y uno de los equipos Instrumentarium Alpha III tenía un rendimiento del orden del mínimo aceptable, de 30 μGy/mAs a 1 metro. Así mismo esta unidad presentaba también la menor tasa de dosis y poseía un factor de rejilla elevado, lo que obligaba a la operadora (TER) a aumentar la tensión en el generador, con la consiguiente pérdida de contraste de las imágenes. Estos problemas hicieron necesaria la sustitución de esta unidad.

Kotre y *cols*. (1994) demostraron que las imágenes mamográficas presentan en una distribución de la densidad óptica con un pico que se corresponde con la densidad óptica diana, que se mide con el maniquí de PMMA en el protocolo del control de calidad del exposímetro automático, mientras que Young y *cols.* (1994) comprobaron que las unidades mamográficas que trabajaban con densidades ópticas de la imagen inferiores a 1,20 DO y aumentaron la densidad óptica hasta el rango 1,40 - 1,80 DO, elevaron hasta en un 50% su probabilidad de detección de los cánceres de pequeño tamaño (con diámetro menor o igual a 10 mm). En nuestro estudio, a partir del año 1995, en que entran en funcionamiento todas las unidades del PGDPCM, los valores medios de la densidad óptica pasaron de un valor de 1,13 DO a valores entre 1,47 DO del año 1997 y 1,51 DO del año 1999, debido al efecto de las recomendaciones derivadas del control de calidad. Por tanto se ha obtenido un aumento potencial del 50% en la probabilidad de detección de los cánceres de pequeño tamaño.

El Control Automático de la Exposición (CAE) presentó buena reproducibilidad, pero al igual que en otros programas de cribado mamográfico (Young y *cols*. 1992) tanto la compensación con el espesor, como la compensación con la tensión son frecuentemente pobres y en algunas unidades muy pobres, observán-

dose una mejoría en los últimos años debido a los ajustes en los equipos mamográficos y a la adquisición de nuevos equipos de mamografía. Así mismo el cambio de las procesadoras de sobremesa por otras de mayor estabilidad ha logrado mejorar el comportamiento del sistema.

3. CALIDAD DE IMAGEN.

3.1 Parámetros físicos de la calidad de la imagen.

3.1.1 Resolución a alto contraste paralelo y perpendicular al eje del tubo.

Para la medida de la resolución espacial del sistema el maniquí TOR (MAX) dispone de dos patrones de resolución de frecuencias espaciales comprendidas entre 1 y 20 pares de líneas por milímetro, situados en direcciones perpendiculares, lo que permite la medida del límite de resolución con relación al tamaño de la mancha focal en ambas direcciones. Cada patrón consta de 22 grupos de líneas grabados en una lámina de 0,03 mm de plomo, produciendo aproximadamente un 100% de contraste a los rayos X en condiciones mamográficas.

El objeto de test se colocó sobre láminas de metacrilato (PMMA) con un espesor total de 35 mm, lo que indica una medida de la resolución en el caso más desfavorable. La resolución medida a diferentes alturas entre 25 y 50 mm del tablero no difiere mucho ya que la borrosidad geométrica se compensa por la magnificación, para tamaños de foco pequeños. Sin embargo la distancia desde el borde de la pared del tórax es crítica, pero la posición paralela a la pared del tórax no es crítica dentro de un margen de ± 5 cm del punto de referencia.

En los resultados obtenidos para el límite de resolución a alto contraste paralela al eje ánodo-cátodo (RHS), en el 67% (63/94) de los controles eran superiores al valor de tolerancia del protocolo europeo (12 pl/mm) y el 93,6 % (80/94) sobrepasan los 10 pl/mm, valor de tolerancia del NHSBSP (1995). El valor medio fue 12.0 pl/mm (ver figura R16). El límite de resolución a alto con-

traste perpendicular al eje ánodo-cátodo (LHS) en el 86,8 % (79/91) de los controles superó los 12 pl/mm y el 97,8% (89/91) los controles los 10 pl/mm (ver figura R17).

El alto grado de cumplimiento del límite de resolución, en ambas direcciones del eje ánodo-cátodo, es debido a que todos los equipos de rayos X analizados poseen un tamaño de foco nominal comprendido entre 0,3 mm y 0,4 mm.

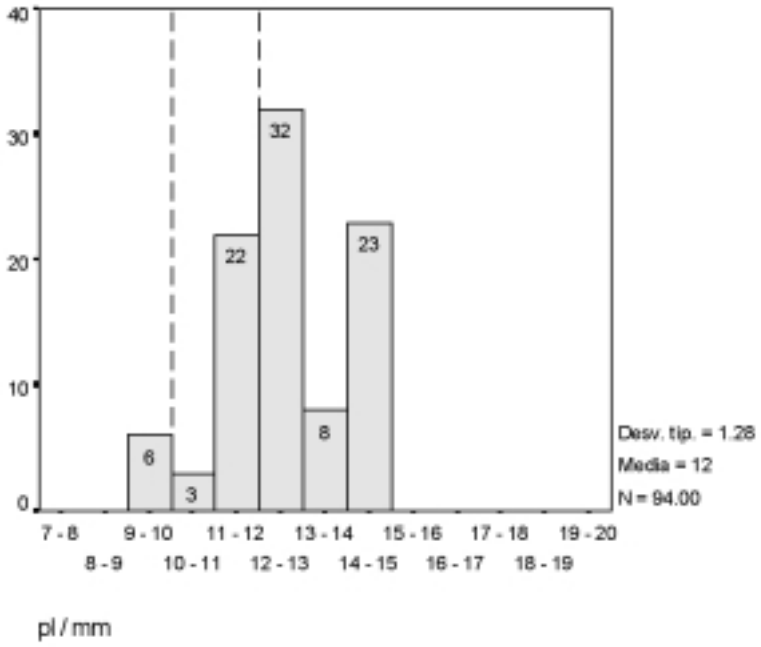


Figura R16.
Histograma de la resolución a alto contraste paralela al eje ánodo-cátodo.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
Las líneas verticales indican los valores límites recomendados

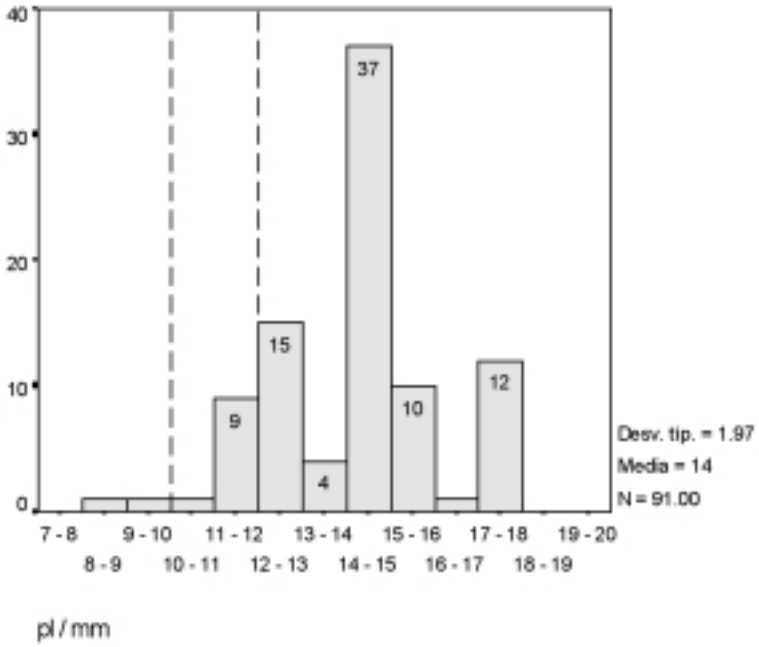


Figura R17.
Histograma de la resolución a alto contrate perpendicular al eje ánodo-cátodo
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
Las líneas verticales indican los valores límites recomendados

3.1.2 Límite de resolución a bajo contraste.

Para la realización de esta medida el maniquí presenta diez grupos de detalles lineales con frecuencias espaciales comprendidas entre 1,8 y 5,0 pares de líneas por milímetro (pl/mm). El contraste de rayos X es de aproximadamente un 4%, para un haz calibrado a 28 kVp. Estos detalles permiten la medida de la sensibilidad del sistema de imagen frente a estructuras filamentosas.

Tanto el protocolo español como el europeo no dan valores de tolerancia, pero el Pitchard Repord da un valor limite de 3,2 pl/mm. Los valores de resolución a bajo contraste paralelo al eje del tubo dieron lugar a que en un 42,6 % (40/94) de los controles de calidad realizados el valor obtenido estuviera por encima del valor 3,2 pl/mm (ver figura R18).

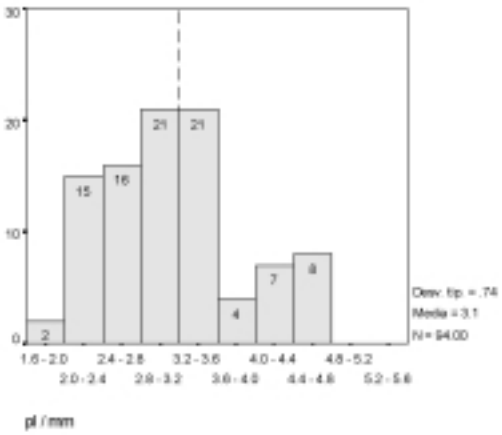


Figura R18.
Histograma de la resolución de bajo contraste.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

La razón por la cual en el 57,4% de los controles la resolución a bajo contraste sea inferior a 3,2 pl/mm, es debida a que la medida de este parámetro del test está muy afectada por las variaciones debidas a los distintos observadores (Chevalier y Morán 1996) y a que el valor de tolerancia dado en el Pitchard Repord está basado en el maniquí TOR (MAS) que posee el test en distinta posición, más próximo a la pared del tórax.

En la figura R3.5, obtenida de los resultados de los controles de alta periodicidad, se observa la diferencia de resolución a bajo contraste en función del maniquí utilizado, apreciándose una mayor capacidad de resolución con el maniquí TOR (MAS).

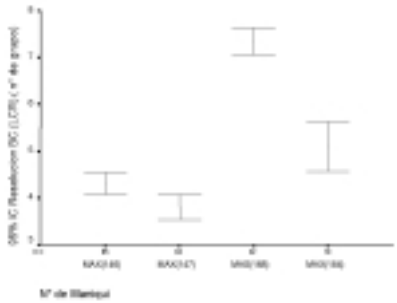


Figura R19.
Resolución de bajo contraste en función del modelo de maniquí utilizado. Las barras de error el intervalo de valores para un nivel de confianza del 95%.

3.1.3 Umbral de sensibilidad a bajo contraste.

Para la medida del umbral de sensibilidad a bajo contraste el maniquí dispone de doce objetos circulares de 6 mm de diámetro con contraste decreciente, desde un contraste de rayos X del 8,5% en el primer objeto, hasta un 0,24% en el último objeto. El protocolo español establece un valor de tolerancia menor o igual al 1,3%, lo que corresponde a la capacidad de observar un mínimo de 7 discos de 6 mm de diámetro en el objeto TOR (MAX). En nuestro caso el 66,0% (62/94) de los controles mejoraron ese valor, mientras el valor medio de todos los resultados se encontró en 1,2 % (ver figura R20).

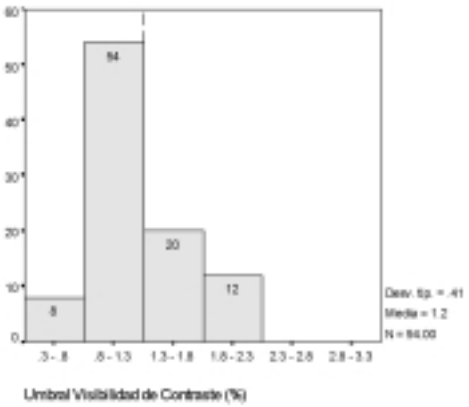


Figura R20.
Histograma de umbral de sensibilidad a bajo contraste.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

3.1.4 Visibilidad de pequeños objetos.

La visibilidad de pequeños objetos se determina mediante la observación de dos grupos de doce objetos con tamaño de 0,5 y 0,25 mm y contraste decreciente. El contraste a los rayos X, para condiciones de haz calibrado (28 kVp), varía entre el 37% y el 1,3%. Estos objetos permiten una medida de la visibilidad de pequeños detalles, relevantes para la capacidad de detección de microcalcificaciones en la mama.

El valor medio del número de microcalcificaciones de tamaño 0,5 mm fue de 8,1 (ver figura R21) lo que corresponde a un contraste nominal del 5,02%, estando dentro del valor límite de visualización de 8 discos (5,4% de contraste) un total de 73 de los 93 controles de calidad realizados (78,5 %)

Para los pequeños objetos de tamaño 0,25 mm, el valor medio de detalles observados fue de 6,5 lo que corresponde a un 9,7 % de contraste (ver figuras R22).

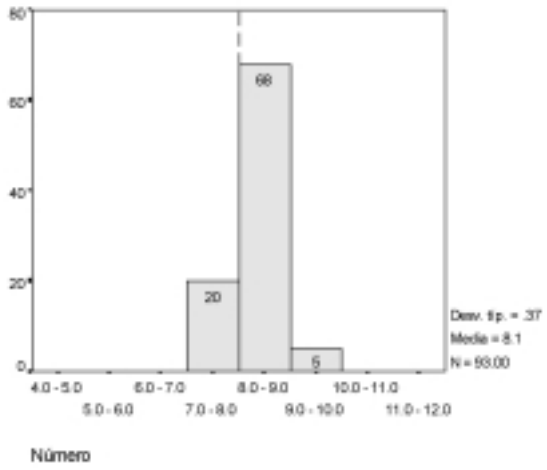


Figura R21.
Histograma del número de microcalcificaciones de 0,5 mm.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

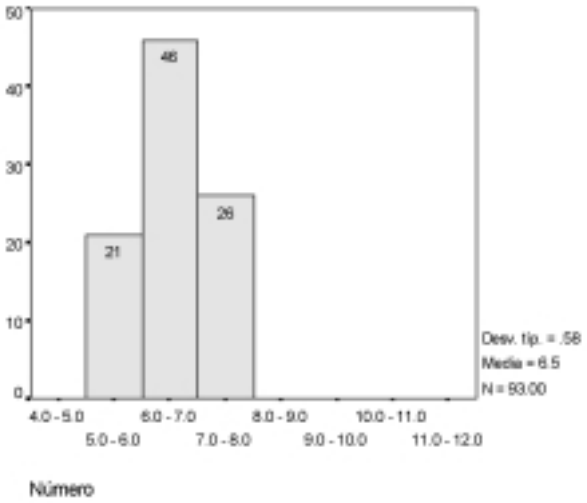


Figura R22.
Histograma del número de microcalcificaciones de 0,25 mm.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

3.1.5. Grupos de partículas.

La cuña de micropartículas incorpora grupos de partículas de forma irregular que producen una imagen de pequeños detalles en áreas de distinta densidad óptica de fondo. Las partículas se dividen en tres graduaciones con tamaños medios de 125 µm, 234 µm y 328 µm. Los grupos de microcalcificaciones de tamaños medios de 234 µm y 328 µm, han sido visibles prácticamente en todos los casos, con valores medios de 4,8 y 4,9 respectivamente. Mientras que el número de grupos de partículas de tamaño medio de 125 µm presentó un amplio margen de variación entre 2,75 y 5 con un valor medio de 4,1.

3.1.6 Contraste de rayos X.

El maniquí permite una medida del contraste a los rayos X mediante la cuña de física, formada por diez pasos de forma cuadrada de 8 mm de lado. El índice de contraste del maniquí, definido como la densidad óptica del punto de alta

densidad del maniquí menos la densidad óptica del paso número nueve de la cuña varió entre 0,75 y 2,00, siendo su valor promedio de 1,4 (ver figura R24).

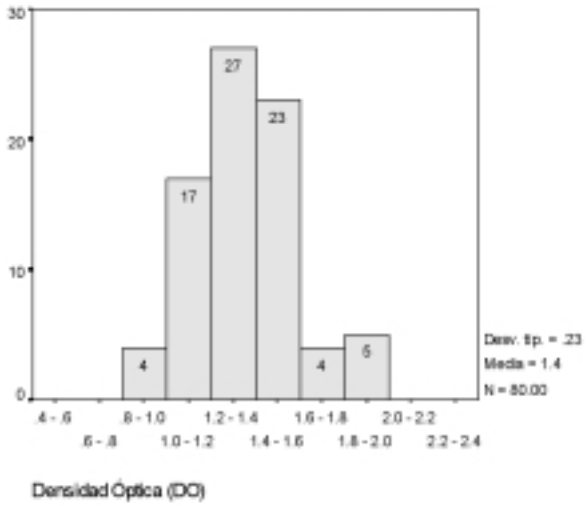


Figura R24.
Histograma del índice de contraste de rayos X del maniquí.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.

3.1.7 Dosis.

La dosis necesaria para formar la imagen, definida como el KERMA aire en la superficie de entrada del maniquí de imagen, se calculó para cada imagen, a partir de los datos de la exposición y el rendimiento del equipo. En nuestra serie varió entre 3,36 y 9,74 mGy, presentando un valor promedio de 5 mGy (ver figura R25), obteniéndose imágenes del maniquí con densidad óptica entre 0,6 OD y 2,0 OD, presentando la muestra un valor promedio de 1,30 DO.

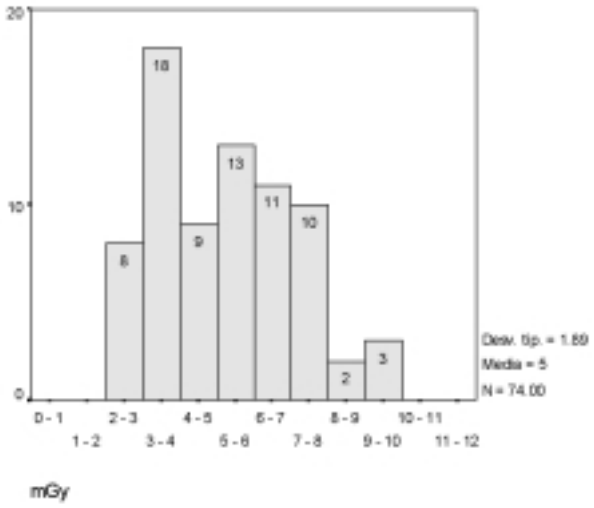


Figura R25.
Histograma de la dosis necesaria para formar la imagen del maniquí.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.

Como resumen la Tabla R1 presenta los resultados de los parámetros de la calidad de la imagen y el grado de cumplimento de los distintos protocolos. Dado que el protocolo español es un compendio de distintos protocolos internacionales pero no está basado en una experiencia nacional, estos datos podrían ser un punto de partida para establecer los valores límites del protocolo.

Tabla R1. Número de controles que cumplieron los criterios de calidad de la imagen, valores medios y desviación estándar (DS) de los resultados, valores límites de los protocolos y tasa de cumplimiento de los controles.

Parámetro	Criterio	Falla	Pasa	Tasa de cumpliento	Valor medio ± DS
RAC (P)	> 12 pl / mm (a)	31	63	67,0 %	12,0 ± 1,3
RAC (Perp)		12	79	86,8 %	14,0 ± 2,0
RBC	> 3,2 pl / mm (c)	54	40	42,6 %	3,1 ± 0,7
USBC	≤ 1,3 % (b)	32	62	66,0 %	1,2 ± 0,4
Micro 0,5 mm	> 7 discos	20	73	78,5 %	8,1 ± 0,4
Micro 0,25 mm	> 7 discos				6,5 ± 0,6

(a) Protocolo Europeo (1996)
(b) Protocolo Español (1996)
(c) NHBSP92/95

3.2 Análisis de la Calidad de Imagen en función del equipamiento.

Tal como se definió en el capítulo de Materiales y Métodos, el equipamiento objeto del estudio está formado, para cada unidad de mamografía, por el equipo de rayos X, la procesadora, la cartulina de refuerzo y la película.

Para analizar el efecto que sobre la calidad de la imagen tiene el diverso equipamiento disponible en cada una de las diez unidades, se realizó el análisis estadístico correspondiente en función de la variable de equipamiento utilizada.

Tal como se mencionó en el apartado anterior, utilizando los maniquís TOR(MAX) y TOR(MAS), se ha determinado la calidad de la imagen mediante los 11 parámetros físicos de la calidad de la imagen contenidos en los 5 objetos de test (resolución a alto contraste, resolución a bajo contraste, sensibilidad a bajo contraste, visibilidad a pequeños objetos y grupos de microcalcificaciones), además de las medidas densitométricas de la densidad óptica (DO) y el índice de contraste.

También se analizaron las dosis necesarias para obtener la imagen en función del equipamiento, ya que esta magnitud es la indicadora del riesgo radiológico y, por lo tanto, se debe analizar conjuntamente con la calidad de la imagen.

3.2.1 Calidad de la imagen en función del equipo de rayos X.

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de equipos de rayos X disponibles, en los 11 parámetros físicos de la calidad de la imagen (variables dependientes). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de equipo de rayos X, formada por los 8 modelos disponibles: Senographe 500T, Senographe 600T y Senographe 700T de G.E. Medical Systems, Athena HF de Fisher, Alpha III de Instrumentarium, MammoDiagnost 3000 y MammoDiagnost BC de Philips y Mammomat 300 de Siemens. Para ello procedemos a realizar el contraste de las hipótesis de igualdad entre medias.

Hipótesis: Cada uno de los parámetros físicos de la calidad de la imagen es independiente del modelo de equipo de rayos X que se utiliza. Para cada uno de ellos se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5 = \mu_6 = \mu_7 = \mu_8$

Para el contrate de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (equipo de rayos X) con 8 niveles. El análisis de varianza para cada una de las variables de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de equipo de rayos X, mostró significación estadística (con nivel de significación $p < 0,05$) en las variables: *resolución a alto contraste (F=3,20, p=0,005), las microcalcificaciones de tamaño 0,5 mm (F=3,44, p=0,003) y la dosis necesaria para obtener la imagen (F=12,2, p=0.000).*

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de equipos de rayos X, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey.

Las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc), muestran diferencias significativas para la *resolución a alto contraste* (paralela) sólo entre los equipos Philips MamoDiagnost 3000 y los GE Senographe modelos 600 T y 700T, con una resolución de 11,3 pl / mm para el modelo de Philips y 13,1 pl / mm para los modelos de GE.

De igual forma para las *microcalcificaciones de tamaño 0,5 mm*, existen diferencias significativas entre el equipo Alpha III, que presentó 7,8 objetos visualizados, y el Philips MamoDiagnost BC, con 8,3 objetos visualizados.

En cuanto a la *dosis necesaria para formar la imagen* existen diferencias significativas entre los distintos equipos, siendo el Siemens Mamomat 300 el que presenta la dosis menor, con 3,46 mGy, y el GE Senographe 500 T el que presenta una dosis mayor, con un valor medio de 7,16 mGy.

En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en las variables de la calidad de la imagen de resolución de alto contraste y las microcalcificaciones de tamaño 0,5 mm.

El equipo de rayos X que presentó mejores resultados para ambas variables de la calidad de la imagen fue el GE Senographe 600 T y el que peores resultados obtuvo fue el Philips MamoDiagnost 3000. En cuanto a la dosis necesaria para formar la imagen los equipos Siemens Mamomat 300 y Philips MamoDiagnost 3000 necesitaron dosis inferiores que los modelos de equipos de rayos X restantes.

3.2.2 Calidad de la imagen en función de la procesadora.

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de procesadora cada uno de los 11 parámetros físicos de la calidad de la imagen (variables dependientes). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de procesadora, formada por los cuatro modelos disponibles: Curix Compact, Curix 60 y Mamoray Compact de Agfa; y la M35-M X-OMAT de Kodak. Para ello procedemos a realizar el contraste de las hipótesis de igualdad entre medias.

Hipótesis: Cada uno de los parámetros físicos de la calidad de la imagen es independiente del modelo de equipo de procesadora que se utiliza. Para cada uno de ellos se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$

Para el contraste de hipótesis se realiza en análisis de varianza de un factor (modelo de procesadora) con 4 niveles. El análisis de varianza para cada una de las variables de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de la procesadora, mostró significación estadística (con nivel de significación $p < 0,05$) en las variables: *índice de contraste (F=12,87, p=0,00), resolución a alto*

contraste paralelo(F=6,32, p=0,001),), resolución a alto contraste perpendicular(F=4,13, p=0,009) microcalficaciones de 0,50 mm (F=5,06, p=0,003) microcalficaciones de 0,25 mm (F=7,51, p=0,00), y la dosis necesaria para obtener la imagen (F=39,05, p=0,00).

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de procesadora, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey, mostrando el siguiente resultado:

Índice de contraste: El grupo formado por las procesadoras Curix 60 y Curix Compact mostraron diferencias significativas con los grupos formado por las procesadoras Curix Compact y Mamoray Compact, y la procesadora Mamoray Compact y la Kodak M35M. Obteniéndose el mayor índice de contraste con la procesadora Kodak M35M con un valor medio de 1,53 y el menor índice de contraste con la procesadora Curix 60 con un valor medio de 1,16.

Resolución a alto contraste paralelo: Sólo existen diferencias significativas entre el grupo formado por las procesadoras Curix 60 y Mamoray Compact, y el grupo de la procesadora Mamoray Compact con la Kodak M35M y la Curix Compact. Obteniéndose la mayor resolución con la procesadora Curix Compact con un valor medio de 13,1 pl / mm y la menor resolución con la procesadora Curix 60 con un valor medio de 11,4 pl / mm.

Resolución a alto contraste perpendicular: Sólo existen diferencias significativas entre la procesadora Curix 60, que presenta el valor inferior con 12,3 pl / mm y el grupo formado por las restantes procesadoras, que presentan valores medios entre 14,2 y 14,4 pl / mm.

Microcalcificaciones de 0,50 mm: Existen diferencias significativas entre la procesadora Mamoray Compact, que presenta el valor inferior con un valor medio de 7,9 y la Kodak M35M, que presenta el valor superior con un valor medio de 8,3.

Microcalcificaciones de 0,25 mm: Existen diferencias significativas entre la procesadora Mamoray Compact, que presenta el valor inferior con un valor medio de 6,1 y la Kodak M35M, que presenta el valor superior con un valor medio de 6,7.

Dosis necesaria para obtener la imagen: Sin embargo las procesadoras Mamoray Compact, con un valor medio de 3,44 mGy, presentaron una dosis inferior al grupo formado por las restantes procesadoras, entre las que la procesadora Curix 60 presentó la mayor dosis con un valor medio de 7,6 mGy.

En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en las variables de la calidad de la imagen de índice de contraste, resolución de alto contraste paralelo, resolución de alto contraste perpendicular, microcalcificaciones de 0,50 mm, microcalcificaciones de 0,25 mm y la dosis necesaria para obtener la imagen.

3.2.3 Calidad de la imagen en función de la cartulina de refuerzo.

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de cartulina de refuerzo en los 11 parámetros físicos de la calidad de la imagen (variables dependientes). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de cartulina de refuerzo, formada por los 3 modelos disponibles: Min-R de Kodak y, MR Detail y MR Detail S de Agfa. Para ello procedemos a realizar el contraste de las hipótesis de igualdad entre medias.

Hipótesis: Cada uno de los parámetros físicos de la calidad de la imagen es independiente del modelo de equipo de cartulina que se utiliza. Para cada uno de ellos se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$

Para el contraste de hipótesis se realiza en análisis de varianza de un factor (modelo de cartulina) con 3 niveles. El análisis de varianza para cada una de las variables de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de cartulina de refuerzo, mostró significación estadística (con nivel de significación $p <$ 0,05) en las variables: *índice de contraste ($F = 17,03$, $p=0,000$), microcalcificaciones de 0,5 ($F= 7.73$,$p=0.001$), microcalcificaciones de 0,25 mm ($F= 9,65$, $p=0,000$) y la dosis necesaria para obtener la imagen ($F = 48,5$, $p = 0,000$).*

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de cartulina de refuerzo, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey, mostrando el siguiente resultado:

Índice de contraste: la cartulina MR Detail presenta un índice de contraste inferior, con valor medio de 1,23 DO, al grupo formado por las cartulinas MR Detail S y Min R, que presentan índices de contraste de 1,42 y 1,53 DO respectivamente.

Microcalcificaciones de 0,5 mm y de 0,25 mm: En ambos casos existen diferencias significativas entre la cartulina MR Detail S, que obtienen valores medios de 7,9 y 6,1; y el grupo formado por la cartulina MR Detail y la cartulina MinR, que obtiene valores medios de 8,2 y 8,3 para las microcalcificaiones de 0,5 mm, y de 6,5 y 6,7 para las microcalcificaiones de 0,25 mm.

Dosis necesaria para obtener la imagen: Sin embargo la cartulina MR Detail S presenta, con un valor medio de 3,49 mGy, una dosis inferior al grupo formado por la cartulina MR Detail y la cartulina Min R, con valores medios de 6,2 y 6,6 mGy respectivamente. Lo que significa que la cartulina MR Detail S necesitó un 56,2 % de dosis menos que la MR Detail y un 62,1 % de dosis menos que la Min R.

En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en las variables de la calidad de la imagen de índice de contraste, microcalcificaciones de 0,50 y 0,25 mm, y la dosis necesaria para obtener la imagen.

Las cartulinas de refuerzo MinR y MR Detail obtuvieron, en general, valores altos en los parámetros físicos de la calidad de la imagen (microcalcificaciones de 0,50 y microcalcificaciones 0,25 mm). Por el contrario, la cartulina de refuerzo MR DetailS necesitó una dosis para formar la imagen claramente inferior que las MinR y MR Detail, las cuales no mostraron diferencias entre ambas.

El bajo índice de contraste obtenido con las cartulinas de refuerza MR Detail, probablemente esté relacionado con el hecho que en las unidades de mamografía del Programa, estas cartulina de refuerzo se utilizaron en las procesadoras Curix 60 y Curix Compact, las cuales obtuvieron un índice de contraste inferior a los otros dos modelos de procesadoras.

3.2.4 Calidad de la imagen en función de la película.

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de película en cada uno de los 11 parámetros físicos de la calidad de la imagen (variables dependientes). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de película, formada por los 2 modelos disponibles: MR3-II de Agfa y Microvisión de Dupont de Sterling. Para ello procedemos a realizar el contraste de las hipótesis de igualdad entre medias.

Hipótesis: Cada uno de los parámetros físicos de la calidad de la imagen es independiente del modelo de la película que se utiliza. Para cada uno de ellos se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu$

Para el contraste de hipótesis se realiza la prueba t de Student para muestras independientes para los dos modelos de película existentes. La prueba de muestras independientes de las variables de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de película radiográfica utilizada, muestra que la única variable que muestra significación estadística (con nivel de significación $p < 0,05$) es l*a resolución a alto contraste paralela al eje ánodo-cátodo (t= 3,97, p= 0,00).*

En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en la variable de la calidad de la imagen resolución a alto contraste. Por lo tanto prácticamente no hay diferencias entre los dos modelos de películas utilizadas en cuanto a calidad de imagen y a la dosis necesaria para obtener la imagen.

Tabla R2. Variables del equipamiento de las unidades de mamografía que producen diferencias estadísticamente significativas (p < 0,05) en las variables de la calidad de la imagen del maniquí.

Variable Calidad de la Imagen	Equipamiento
Densidad Óptica	————————
Indice de Contraste	Procesadora/ Cartulina
RAC (Paralelo)RHS	Equipo RX/ Procesadora
RAC (Perpendicular)LHS	Procesadora
RBC	————————
USBC	————————
Micro 0,5 mm	Equipo RX/ Procesadora/ Cartulina
Micro 0,25 mm	Procesadora/ Cartulina
Dosis	Equipo de Rayos X/ Procesadora/Cartulina

3.3 Estudio del índice de calidad global de la imagen (puntuación).

Con el objeto de poder hacer comparaciones entre las distintas unidades de mamografía, es necesario realizar una valoración cuantitativa de la calidad de la imagen, es decir se debe establecer un índice de calidad global de la imagen o una "puntuación" que tenga en cuenta el número de detalles visibles y que represente la facilidad para la visualización y el diagnóstico clínico.

Idealmente la puntuación de la imagen se debería realizar con facilidad y debería ser independiente de la persona que la realiza (observador). Sin embargo los métodos para la valoración objetiva o puntuación de las imágenes se han desarrollado poco y lentamente.

En diversos estudios se han utilizado distintos métodos de puntuación de la imagen. Los más utilizados han sido los esquemas 1-0, 1-1/2-0 y 3-2-1-0. En el primer caso se puntúa cada detalle que se identifique con seguridad; mientras que con el segundo esquema, se puntúa con medio punto cada detalle que probablemente se vea o sea visible parcialmente, pero con menos claridad que en el primer caso. Para el esquema 3-2-1-0 la puntuación de cada detalle depende de la nitidez de los bordes de cada detalle.

Faulkner y Law (Faulkner y cols. 1993) encontraron que para el maniquí TOR(MAX) los resultados de la puntuación de la imagen son independientes del esquema utilizado, por lo que en nuestro trabajo se eligió el esquema 1-0, por simplicidad.

El índice de calidad global de la imagen (puntuación) se obtuvo como la suma del número de detalles visualizados de cada objeto con excepción de la rejilla de alto contraste, de acuerdo al esquema antes descrito y tal como se detalla en el capítulo Materiales y Métodos.

Diversos autores (Castellano y *cols.* 1998 , Faulkner y *cols*. 1993 y Law y *cols*. 1993) han sugerido que la resolución a alto contraste no es muy buen indicador de la calidad de la imagen clínica, ya que en las técnicas de magnificación disminuye la resolución de alto contraste y sin embargo la puntuación, y por lo tanto la calidad de la imagen, aumenta. Sin embargo la resolución de alto contraste es una fuente de información importante sobre el tamaño de la mancha focal y la resolución del sistema cartulina-película.

Las densidades ópticas de la cuña de rayos X y el punto de alta densidad no se incorporan a la puntuación de la imagen. Sin embargo ambos parámetros pueden servir para chequear la variación del contraste de un sistema de imagen o para comparar diferentes sistemas.

El índice de calidad global de la imagen (puntuación) obtenido como la suma del número de detalles visualizados de cada objeto con excepción de la rejilla de alto contraste, varió en nuestro estudio entre 32 y 46 sobre un máximo de 59 puntos, presentando un valor medio de 41,2 y una desviación típica de 2,34.

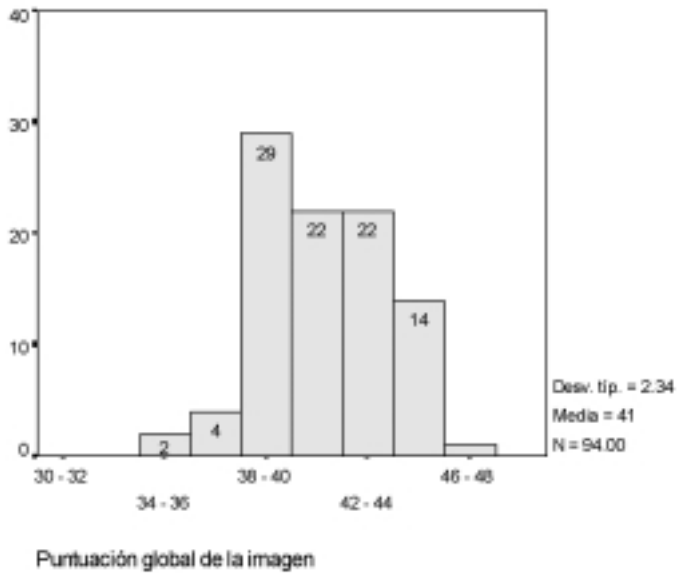


Figura R26.
Histograma del índice de calidad global de la imagen.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.

Para analizar el efecto que sobre la puntuación de la imagen tiene el diverso equipamiento disponible en cada una de las diez unidades, se realizó el análisis estadístico correspondiente en función de la variable de equipamiento utilizada.

3.3.1 Índice de calidad global de la imagen en función del equipo de rayos X.

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de equipos de rayos X en el índice global de la calidad de la imagen (variable independiente). La variable independiente es, por lo tanto, el modelo de equipo de rayos X, formada por los 8 modelos disponibles: Senographe 500T, Senographe 600T y Senographe 700T de G.E. Medical Systems, Athena HF de Fisher, Alpha III de Instrumentarium, MammoDiagnost 3000 y MammoDiagnost BC de Philips y Mammomat 300 de Siemens.

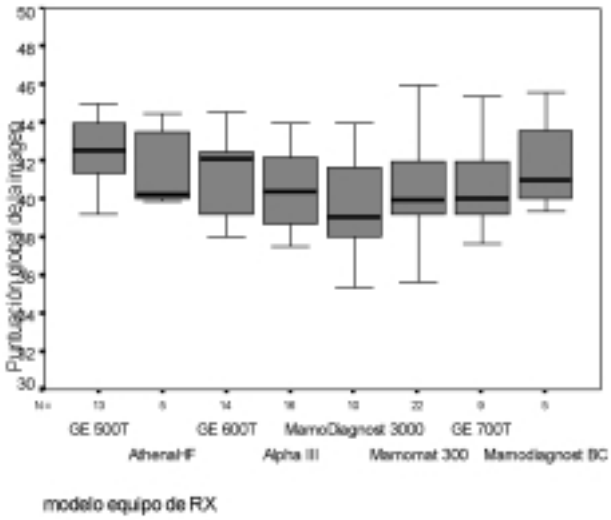


Figura R27.
Puntuación de la imagen en función del modelo de equipo de rayos X.
Las cajas representan el rango intercuartiles;
las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior.

En la figura R27 se muestra el diagrama de caja de la puntuación de la imagen del maniquí en condiciones de referencia en función del modelo de equipo de rayos X. Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis de igualdad entre medias.

Hipótesis: El índice global de la calidad de la imagen es independiente del modelo de equipo de rayos X que se utiliza. Se asume la hipótesis nula. H_0: $m_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5 = \mu_6 = \mu_7 = \mu_8$

Para el contrate de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (equipo de rayos X) con 8 niveles.

La tabla R3 muestra los resultados del análisis de varianza de un factor de la puntuación de la imagen del maniquí en función del modelo de equipo de rayos X, no habiendo significación estadística ($F = 1,74$, $p = 0,11$). En consecuencia concluimos que se acepta la hipótesis nula, por lo que concluimos que no existen diferencias entre los distintos modelos de rayos X respecto al índice global de calidad de la imagen.

Tabla R3. Resultados del análisis de varianza de un factor, de la variable índice global de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de equipo de rayos X.

ANOVA					
Puntuación Global de la imagen C. Referencia					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	63.208	7	9.030	1.741	.110
Intra-grupos	446.118	86	5.187		
Total	509.326	93			

3.3.2. Índice de calidad global de la imagen en función de la procesadora.

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de procesadora en el índice global de la calidad de la imagen (variable independiente). La variable dependiente es, por lo tanto, el modelo de procesadora, formada por los cuatro modelos disponibles: Curix Compact, Curix 60 y Mamoray Compact de Agfa; y la M35-M X-OMAT de Kodak.

En la figura R28 se muestra el diagrama de caja de la puntuación de la imagen del maniquí en condiciones de referencia en función del modelo de la procesadora. Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis de igualdad entre medias.

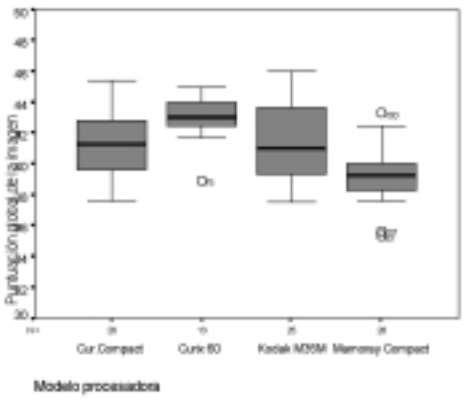


Figura R28.
Puntuación de la imagen en función del modelo de procesadora. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

Hipótesis: El índice global de la calidad de la imagen es independiente del modelo de procesadora que se utiliza. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$

Para el contrate de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un modelo de procesadora) con 4 niveles. La Tabla R4 muestra los resultados del análisis de varianza de un factor de la puntuación de la imagen del maniquí en función del modelo de procesadora, mostrando significación estadística (*F= 10,1, p=0.000*).

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de procesadora, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey, mostrándose que las diferencias existen para la procesadora Mamoray Compact, que obtiene la menor puntuación con un valor medio de 39,3 y el grupo formado entre las restantes procesadoras, entre las cuales no existen diferencias significativas y presentan valores medios de la puntuación entre 41,3 y 42,9.

Tabla R4. Resultados del análisis de varianza de un factor, de la variable índice global de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo procesadora.

ANOVA					
Puntuación Global de la imagen C. Referencia					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	128.233	3	42.744	10.095	.000
Intra-grupos	381.093	90	4.234		
Total	509.326	93			

Tabla R5. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para la puntuación global de la imagen en función del modelo de procesadora.

Puntuación Global de la imagen C. Referencia			
HSD de Tukey[a,b]			
		Subconjunto para alfa =.05	
Modelo procesadora	N	1	2
Mamoray Compact	28	39.3726	
Kodak M35M	25		41.3210
Cur. Compact	28		41.3714
Curix 60	13		42.9154
Sig.		1.000	.063

Se muestran las medidas para los grupos en los subconjuntos homogéneos.
a. Usa tamaño de la muestra de la media armónica=21.237
b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error del tipo I no están garantizados.

La procesadora Mamoray Compact presentó una puntuación claramente inferior. Sin embargo en sus características técnicas no hay justificación para ello, por lo que hay que tener en cuenta que en todas las unidades que se utiliza esta procesadora se utilizan las cartulinas MR Detail S, que también presentaron una puntuación de la imagen inferior.

3.3.3. Índice de calidad global de la imagen en función de la cartulina de refuerzo.

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de cartulina de refuerzo en el índice global de la calidad de la imagen (variable dependiente). La variable independiente es, por lo tanto, el modelo de cartulina de refuerzo, formada por los 3 modelos disponibles: Min R de Kodak y, MR Detail y MR Detail S de Agfa.

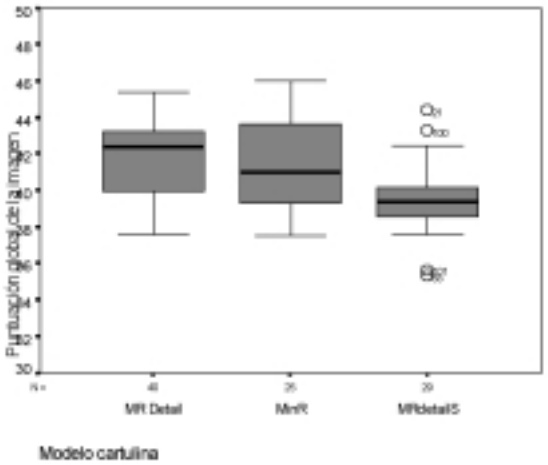


Figura R29.
Puntuación de la imagen en función del modelo de cartulina de refuerzo. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

En la figura R29 se muestra el diagrama de caja de la puntuación de la calidad de la imagen del maniquí en condiciones de referencia en función del modelo de cartulina de refuerzo. Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis de igualdad entre medias:

Hipótesis: El índice global de la calidad de la imagen es independiente del modelo de cartulina de refuerzo que se utiliza. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$

Para el contrate de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (modelo de cartulina de refuerzo) con 3 niveles. La tabla R6 muestra los resultados del análisis de varianza de un factor de la puntuación de la imagen del maniquí en función del modelo de cartulina de refuerzo, mostrando significación estadística (*F=8,43, p=0.000*).

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de cartulina de refuerzo, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey, mostrándose que las diferencias existen para la cartulina de refuerzo MR DetailS, que obtiene la menor puntuación con un valor medio de 39,3 y el grupo formado entre las restantes cartulina de refuerzo, Min R y MR Detail, entre las cuales no existen diferencias significativas, y que obtuvieron valores medios de la puntuación de la imagen de 41,3 y 41,7 respectivamente.

Tabla R6. Resultados del análisis de varianza de un factor, de la variable índice global de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de cartulina de refuerzo.

ANOVA					
Puntuación Global de la imagen C. Referencia					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	79.655	2	39.828	8.435	.000
Intra-grupos	429.671	91	4.722		
Total	509.326	93			

Tabla R26. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para la puntuación global de la imagen en función del modelo de cartulina de refuerzo.

Puntuación Global de la imagen C. Referencia			
HSD de Tukey[a,b]			
		Subconjunto para alfa =.05	
Modelo cartulina	N	1	2
MRdetailS	29	39.6218	
MinR	25		41.3210
MR detail	40		41.7425
Sig		1.000	.732

Se muestran las medidas para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa tamaño de la muestra de la media armónica=21.237

b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error del tipo I no están garantizados.

3.3.4. Índice de calidad global de la imagen en función de película

A continuación se analiza la influencia de los distintos modelos de película en el índice global de la calidad de la imagen (variable dependiente). La varianble independiente es, por lo tanto, el modelo de cartulina de refuerzo, formada por los 2 modelos disponibles: MR3-II de Agfa y Microvisión de Sterling.

En la figura R30 se muestra el diagrama de caja de la puntuación de la calidad de la imagen del maniquí en condiciones de referencia en función del modelo de película.

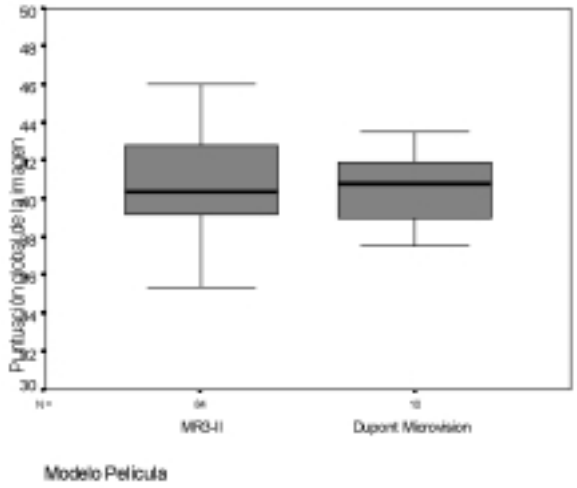


Figura R30.
Puntuación de la imagen en función del modelo de película. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior.

Dado que las gráficas únicamente nos ofrecen una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis. Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis de igualdad entre medias:

Hipótesis: El índice global de la calidad de la imagen es independiente del película que se utiliza. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2$

Para el contraste de hipótesis se realiza la prueba t de Student para muestras independientes para los dos modelos de película existentes.

La tabla R8 muestra los resultados de la prueba de muestras independientes de las variables de la calidad de la imagen del maniquí en función del modelo de película radiográfica utilizada, no mostrándose diferencias estadísticamente significativas ($t = 0,58$, $p = 0,56$). Por lo tanto no existen diferencias en la puntuación de la imagen para los dos tipos de película utilizada.

Tabla R8. Prueba t de Student para muestras independientes del índice global de la calidad de la imagen en función del tipo de película.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Lavene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medidas						
		F	Sig.	t	gl	sig. (bilateral)	Diferencia de medidas	Error tip de la diferencia	intervalo de confianza para la diferencia	
									inferior	superior
Puntuación global de la imagen C. Ref.	Se han asumido Varianzas iguales	.727	.396	.578	92	.564	.4545	.7857	-1.1059	2.0149
	No se han asumido varianzas iguales			.659	12.193	.522	.4545	.6893	-1.0447	1.9537

Calidad de la imagen: Comparación de resultados.

El sistema tradicional para medir la calidad de la imagen en mamografía ha sido mediante la utilización de maniquíes de imagen, que contienen objetos de test que simulan el examen clínico. En nuestro estudio hemos utilizado el maniquí TOR(MAX) fabricado por FAXIL (Universidad de Leed).

Tal como se describió en el punto 3 de la Introducción, la calidad de la imagen, en términos físicos, viene determinada por tres componentes: la borrosidad, el contraste y el ruido. La medida directa de las tres componentes de la calidad de la imagen es muy compleja y requiere equipos especiales, por lo que no es una medida directa a realizar durante los controles de calidad periódicos. Los objetos de test del maniquí de imagen están ligados a alguno de los parámetros de la calidad de la imagen, por lo que son una medida indirecta de los mismos (Leitz 1993).

En nuestro estudio se obtuvieron resultados de calidad de la imagen consistentes con los publicados por Young y *cols.* (1992) y Young y *cols.* (1995) en que sólo el 39% de los sistemas del NHSBSP cumplieron todos los criterios de calidad de imagen propuestos. El límite de resolución a bajo contraste es el parámetro que peor han cumplido las unidades de nuestro estudio, sin embargo el valor límite de

3,2 pl / mm que propone el Pitchard Report (NHSBP92) está basado en el maniquí TOR(MAS) que posee el test en distinta posición y por lo tanto no es comparable al medido con el maniquí TOR(MAX). Además algunos autores (Morán y *cols.* 1993) han encontrado que este parámetro es muy inestable y muy sensible a los distintos observadores, lo que conduce a una alta subjetividad en la medida.

Con el objeto de poder hacer comparaciones es necesario realizar una valoración cuantitativa de la calidad de la imagen, es decir se debe establecer un índice de calidad global de la imagen o una "puntuación" que tenga en cuenta el número de detalles visibles y que represente la facilidad para la visualización y el diagnóstico. Idealmente la puntuación de la imagen debería realizarse con facilidad y debería ser independiente de la persona que la realiza (observador). Sin embargo los métodos para la valoración objetiva o puntuación de las imágenes se han desarrollado poco y lentamente (Castellano y *cols.* 1998).

En diversos estudios, Faulkner y Law (1994), Law (1991), Payne y *cols*. (1992), Law (1997), Leitz (1993), Law y Falkner (1993), Morán y *cols*. (1993), Cowen y *cols*.. (1992) se han utilizado distintos métodos de puntuación de la imagen. Los más utilizados han sido los esquemas 1-0, 1-1/2-0 y 3-2-1-0. En el primero de los esquemas se puntúa cada detalle que se identifique con seguridad, mientras con el segundo esquema, se puntúa con medio punto cada detalle que probablemente se vea o sea visible parcialmente, pero con menos claridad que en el primer caso. Para el esquema 3-2-1-0 la puntuación de cada detalle depende de la nitidez de los bordes de cada detalle. Faulkner y Law (1993) encontraron que para el maniquí TOR(MAX) los resultados de la puntuación de la imagen son independientes del esquema utilizado, por lo que en nuestro trabajo se eligió el esquema 1-0, por simplicidad.

El índice de calidad global de la imagen (puntuación) se obtuvo como la suma del número de detalles visualizados de cada objeto con excepción de la rejilla de alto contraste, de acuerdo al esquema antes descrito. Diversos autores, Castellano y *cols*. (1998), Faulkner y *cols*. (1993) y, Law y Faulkner (1993) han sugerido que la resolución a alto contraste no es muy buen indicador de la calidad de la imagen clínica, ya que en las técnicas de magnificación disminuye la resolución de alto contraste y sin embargo la puntuación, y por lo tanto la calidad de la imagen, aumenta. Sin embargo la resolución de alto contraste es una fuen-

te de información importante sobre el tamaño de la mancha focal y la resolución del sistema cartulina-película.

Las densidades ópticas de la cuña de rayos X y el punto de alta densidad no se incorporan a la puntuación de la imagen. Sin embargo ambos parámetros pueden servir para chequear la variación del contraste de un sistema de imagen o para comparar diferentes sistemas. En nuestro estudio, el índice de calidad global de la imagen (puntuación) se obtuvo como la suma del número de detalles visualizados de cada objeto, con excepción de la rejilla de alto contraste.

En nuestro estudio los resultados de la puntuación de la imagen no dependen del modelo de equipo de rayos X ni de la película utilizada, sin embargo la procesadora Agfa Mamoray Compact presentó una puntuación inferior, con significación estadística. Dado que en sus características técnicas, comparativas con los otros modelos, no hay justificación para ello, hay que tener en cuenta que en todas las unidades que se utilizaba esta procesadora también se utilizaba la cartulina de refuerzo Agfa MR Detail S, que también presentó una puntuación de la imagen inferior, con diferencias estadísticamente significativas. Por lo que se concluye que el equipamiento que más influencia ha tenido en la calidad de la imagen ha sido el tipo de cartulina de refuerzo. Esto está en concordancia con el estudio de Law (1997) sobre 28 unidades de mamografía en que encontró diferencias mínimas entre equipos de rayos X y procesadoras, y sin embargo las cartulinas del tipo "médium" presentaron una puntuación de la imagen inferior.

Al objeto de profundizar en el análisis de la calidad de la imagen y validar la utilización del maniquí TOR(MAX), en nuestro estudio se realizó un análisis factorial mediante la matriz de componentes rotados, que presentó una agrupación de los parámetros de la calidad de la imagen en cuatro componentes. En la componente 1 aparecen las variables más claramente relacionadas con la borrosidad, en la componente 2 las variables más relacionadas con el ruido y la componente 4 las variables ligadas al contraste. Sin embargo en la componente 3 aparecen las restantes variables que no han aportado diferencias importantes a la puntuación de la imagen en la muestra. Este tipo de análisis, del que no hemos encontrado ninguna referencia en la bibliografía, demuestra el diseño adecuado del maniquí TOR(MAX) en cuanto a disponer de suficientes objetos que dan información de las componentes de la calidad de la imagen (borrosidad, contraste y ruido), aunque en nuestro estudio, en concordancia con otros autores

(Faulkner y Law 1994 y Morán y *cols.* 1993) el maniquí de imagen utilizado se mostró poco sensible para mostrar claramente diferencias entre el moderno equipamiento de las unidades de mamografía.

Se ha obtenido correlación significativa ($p< 0,05$) entre la puntuación de la imagen y la dosis necesaria para obtenerla, con un coeficiente de correlación de 0,521. Las variables que presentaron la mayor correlación entre sí han sido las microcalcificaciones de tamaño 0,25 mm con las microcalcificaciones de tamaño 0,5 mm, con un coeficiente de correlación de 0,607.

4. Dosis.

4.1 KASE y Dosis Glandular obtenidas con maniquí.

El Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia, Densidad Óptica igual a 1,0 excluyendo base y velo, se midió situando la cámara de ionización sobre 45 mm de PMMA y situada en el punto de referencia, es decir centrada lateralmente y a 60 mm de distancia desde la pared del tórax. El Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones clínicas se midió de igual forma que en condiciones de referencia, pero en la posición del Control Automático de la Exposición (CAE) utilizada en las exposiciones de rutina.

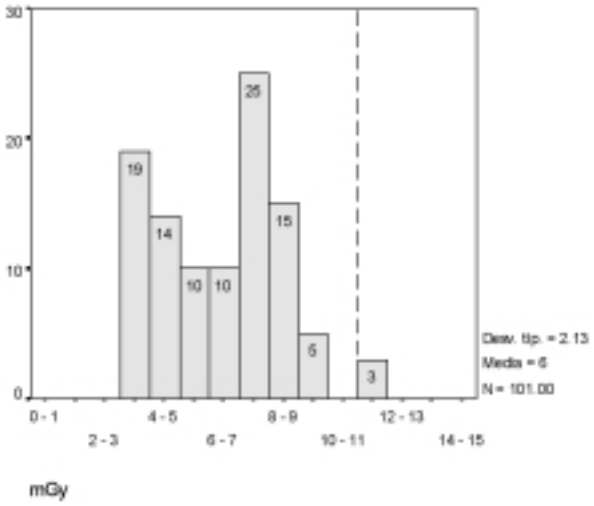


Figura R31.
Histograma del El Kerma en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

La figura R31 muestra el histograma del KASE en condiciones de referencia. Sólo 3 de los 101 controles (2,97 %) sobrepasan el valor límite de 11 mGy propuesto en el Protocolo Europeo de Mamografía, para una Densidad Óptica de neta de 1,0 (condiciones de referencia). El valor medio del KASE para toda la muestra fue de 6,0 mGy.

La figura R32 muestra el histograma del KASE en condiciones clínicas. El valor medio del KASE para toda la muestra presentó un valor de 7,0 mGy y una desviación estándar de 2,4 mGy.

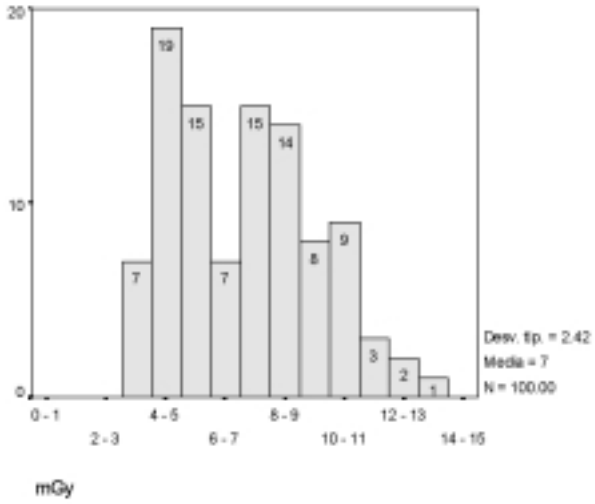


Figura R32.
Histograma del El Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones clínicas. Número de medidas, valor medio y desviación típica

La Dosis promedio en tejido glandular, en condiciones de referencia y en condiciones clínicas, se obtuvieron a partir de los KASE respectivos, multiplicándolos por el factor de conversión g.

$$D = g \times KASE$$

La figura R33 muestra el histograma de la Dosis Glandular (DG) condiciones de referencia, presentando un valor medio de 1,3 mGy y una desviación estándar de 0,4. Sólo 2 de los 100 controles analizados sobrepasan el valor límite de 2,3 mGy del Protocolo Europeo de Mamografía, para una Densidad Óptica de neta de 1,0.

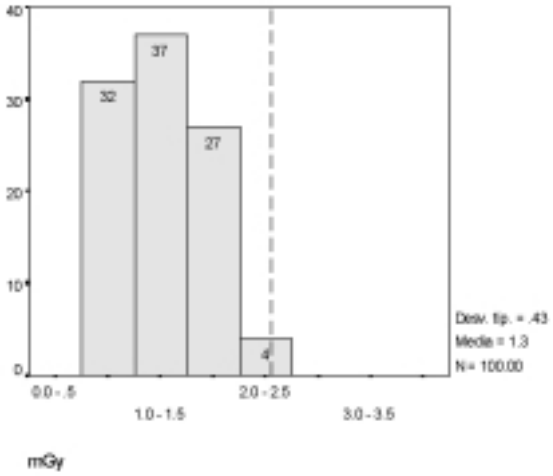


Figura R33.
Histograma de la Dosis Glandular (DG) en condiciones de referencia.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.
La línea vertical indica el valor límite recomendado.

La figura R34 muestra el histograma de la Dosis Glandular (DG) condiciones clínicas, *presentando un valor medio de 1,4 mGy y un a desviación estándar de 0,5.*

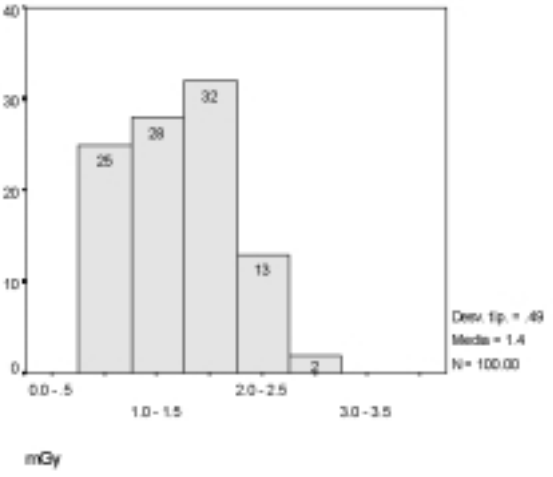


Figura R34.
Histograma de la Dosis Glandular (DG) en condiciones clínicas.
Número de medidas, valor medio y desviación típica.

La figura R35 muestra el diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia, para cada una de las 10 unidades que formar el PGDPCM. Se aprecia la gran variabilidad del Kerma impartido entre las distintas unidades, teniendo en cuenta que la comparación se realiza para una misma Densidad Óptica (condiciones de referencia).

La figura R36 muestra el diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones clínicas, para cada una de las 10 unidades que formar el PGDPCM. Se aprecia la gran variabilidad del Kerma impartido entre las distintas unidades. En este caso hay que añadir la influencia de las distintas condiciones de trabajo (Densidad Óptica de las condiciones clínicas seleccionadas) a la variabilidad intrínseca de cada unidad.

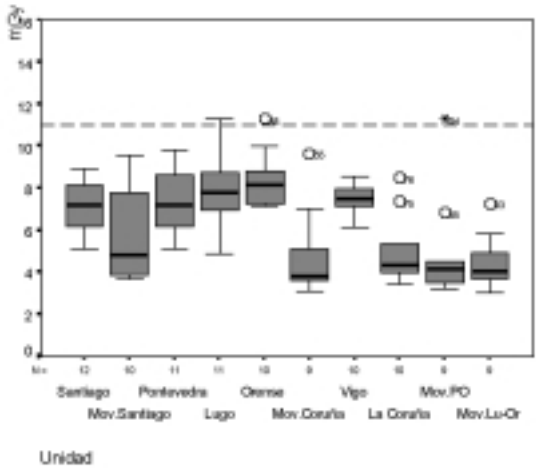


Figura R35.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones de referencia en cada una de las unidades del PGDPCM. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*).La línea horizontal indica el valor límite recomendado.

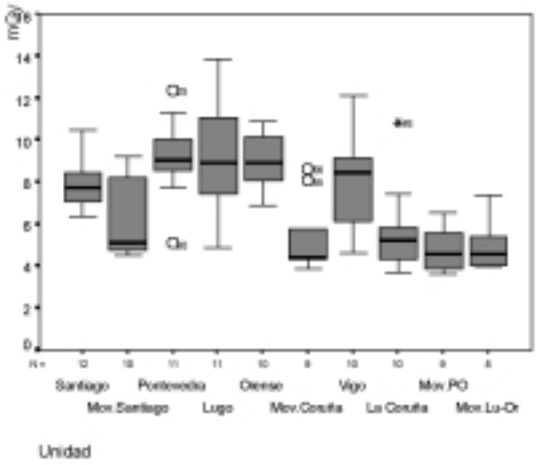


Figura R36.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones clínicas en cada una de las unidades del PGDPCM. . Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

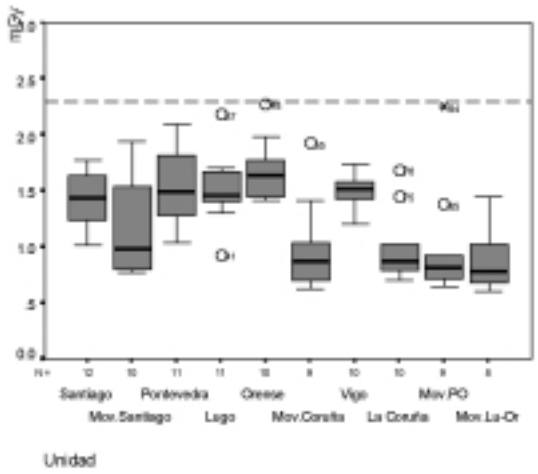


Figura R37.
Dosis Glandular en condiciones de referencia en cada una de las unidades del PGDPCM. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*). La línea horizontal indica el valor límite recomendado.

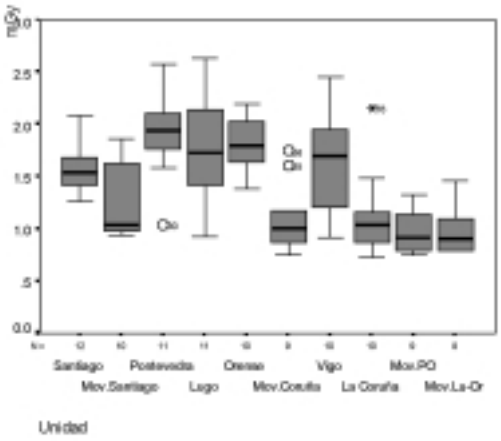


Figura R38.
Dosis Glandular en condiciones clínicas en cada una de las unidades del PGDPCM. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*).

La tabla R13 muestra los valores medios anuales de la Dosis Glandular en todas las unidades, en condiciones de referencia, apreciándose una disminución de la dosis del 41,2 %, entre el valor más alto que corresponde al año 1995 y el valor inferior en el año 1998. Dado que las condiciones de referencia producen la misma Densidad Óptica de las imágenes y sirven por tanto para comparación, sin tener en cuenta las condiciones clínicas de utilización de las unidades, esta disminución de la dosis es debida principalmente a las actuaciones derivadas del control de calidad, tanto en los ajustes en el equipamiento como a la adquisición de nuevo equipamiento.

Tabla R13. Media, número de medidas y desviación típica de la Dosis Glandular en condiciones de referencia.

DG (C. Ref. DO=1+B+V)=v70*(0.5013*V11B+0.0248)			
Fecha de control	Media	N	Des. típ.
1994	1.4750	5	.3829
1995	1.5764	17	.3514
1996	1.4527	18	.4175
1997	1.2965	18	.4355
1998	1.0361	20	.3439
1999	1.1110	20	.3903
Total	1.2855	100	.4275

Tabla R14. Media, número de medidas y desviación típica de la Dosis Glandular en condiciones clínicas.

DG (CC)=v71*(0.5013*V11B+0.0248)			
Fecha de control	Media	N	Des. típ.
1994	1.5043	5	.3659
1995	1.5280	17	.5492
1996	1.4883	18	.4462
1997	1.5637	18	.5156
1998	1.2723	20	.4472
1999	1.3869	20	.5194
Total	1.4414	100	.4872

La tabla R14 muestra los valores medios anuales de la Dosis Glandular en todas las unidades, en condiciones clínicas, apreciándose una disminución de la dosis del 18,6 %, entre el valor del año 1995 y el valor del año 1998. Dado que, para aumentar la probabilidad de la detección de los cánceres pequeños, entre ambos años se aumentó la Densidad Óptica de las imágenes desde 1,13DO a 1,52 DO (29%), esta disminución de la Dosis Glandular en condiciones clínicas demuestra el efecto de las actuaciones derivadas del control de calidad.

La diferencia de la Dosis Glandular impartida por cada una de las unidades viene determinada por la variabilidad del equipamiento utilizado. A efectos comparativos, la tabla R15 muestra la variación de la Dosis Glandular en condiciones de referencia para cada una de las unidades y promediada a lo largo de los años del control. Se puede apreciar una diferencia máxima del 63,5% entre las unidades que impartieron las dosis medias mayores y menores.

Tabla R15. Media, número de medidas y desviación típica de la Dosis Glandular en condiciones de referencia para cada una de las unidades.

DG (C. Ref. DO=1+B+V)=v70*(0.5013*V11B+0.0248)			
Unidad	Media	N	Des. típ.
Santiago	1.4181	12	.2486
Mov. Santiago	1.1223	10	.4103
Pontevedra	1.5509	11	.3496
Lugo	1.5211	11	.3105
Orense	1.6844	10	.2791
Mov. Coruña	.9804	9	.4312
Vigo	1.4894	10	.1498
La Coruña	.9917	10	.3289
Mov. PO	1.0045	9	.5167
Mov. Lu-Or	.8753	8	.2887
Total	1.2855	100	.4275

4.2 Análisis de la dosis en función del equipamiento

Tal como se definió en el capítulo de Materiales y Métodos, el equipamiento objeto del estudio está formado, para cada unidad, por el equipo de rayos X, la procesadora, la cartulina de refuerzo y la película. Como variable comparativa se utiliza el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE), ya que la Dosis Glandular (DG) se obtiene del KASE multiplicando por el factor g, que depende del espesor (en este caso fijo 45 mm de PMMA) y la Capa hemirreductora. Por lo que en nuestro estudio se comprobó que el análisis comparativo es válido para ambas variables. Se tomaron los valores correspondientes a las condiciones de referencia, para suprimir la influencia que pudieran tener las distintas condiciones de trabajo (tensión y Densidad Óptica).

Para analizar el efecto que sobre el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) tiene el diverso equipamiento disponible en cada una de las diez unidades, se realizó el análisis estadístico correspondiente en función de la variable de equipamiento utilizada.

4.2.1 Dosis en función del equipo de rayos X

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de equipos de rayos X disponibles en el Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE) (variable dependiente). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de equipo de rayos X, formada por los 8 modelos disponibles: Senographe 500T, Senographe 600T y Senographe 700T de G.E. Medical Systems, Athena HF de Fisher, Alpha III de Instrumentarium, MammoDiagnost 3000 y MammoDiagnost BC de Philips y Mammomat 300 de Siemens.

A continuación se muestra gráficamente la relación entre el Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE) con la variable modelo de equipo de rayos X. En la figura R39 se muestra el diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia en función del modelo de equipo de rayos X. Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de la hipótesis.

Hipótesis: El KASE en condiciones de referencia es independiente del modelo de equipo de rayos X. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5 = \mu_6 = \mu_7 = \mu_8$

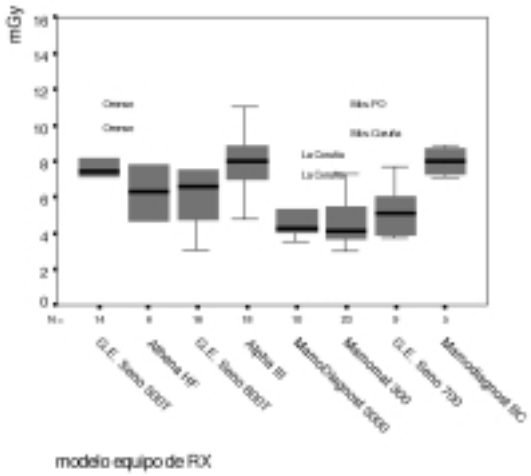


Figura R39.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones de referencia, en función del modelo de equipo de rayos X. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*)

Para el contraste de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (equipo de rayos X) con seis niveles. La Tabla R16 muestra el resultado del análisis de varianza del KASE en función del modelo de equipo de rayos X,

mostrando significación estadística, con un valor estadístico *F = 7,82* y una probabilidad asociada *p = 0,000*. En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en el KASE para los distintos modelos de equipos de rayos X.

Tabla R16. Análisis de varianza de un factor del KASE en función del modelo del equipo de rayos X.

ANOVA					
KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	168.193	7	24.028	7.816	.000
Intra-grupos	285.913	93	3.074		
Total	454.106	100			

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de equipos de rayos X, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey. Las tablas R17 y R18 muestran las diferencias más importantes entre los modelos de equipos de rayos X Siemens Mamomat 300 y Alpha III, con un nivel de confianza del 95%.

Tabla R17. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función del equipo de rayos X.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)						
HDS de Tukey						
	(J) modelo equipo de RX	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
G.E. Senographe 500T	Athena HF	1.4332	.856	.703	-1.2200	4.0863
	G.E. Senographe 600T	1.6730	.642	.167	-3.3168	3.6629
	AlphaIII	-9.198E-02	.625	1.000	-2.0296	1.8456
	Philips Mamodiagnostic 3000	2.9135*	.726	.003	.6622	5.1648
	Siemens Mamomat 300	2.9436*	.594	.000	1.1005	4.7868
	G.E. Senographe 700T	2.5655*	.749	.020	.2424	4.8886
	Philips Mamodiagnostic BC	-7.907E-02	.913	1.000	-2.9119	2.7537
Athena HF	G.E. Senographe 500T	-1.4332	.856	.703	-4.0863	1.2200
	G.E. Senographe 600T	.2399	.839	1.000	-2.3631	2.8428
	AlphaIII	-1.5251	.827	.591	-4.0883	1.0380
	Philips Mamodiagnostic 3000	1.4803	.905	.728	-1.3275	4.2882
	Siemens Mamomat 300	1.5105	.804	.568	-.9821	4.0030
	G.E. Senographe 700T	1.1323	.924	.922	-1.7334	3.9981
	Philips Mamodiagnostic BC	-1.5122	1.062	.844	-4.8047	1.7802
G.E. Senographe 600T	G.E. Senographe 500T	-1.6730	.642	.167	-3.6629	.3168
	Athena HF	-.2399	.839	1.000	-2.8428	2.3631
	AlphaIII	-1.7650	.602	.078	-3.6332	.1032
	Philips Mamodiagnostic 3000	1.2405	.707	.651	-.9514	3.4323
	Siemens Mamomat 300	1.2706	.571	.346	-.4995	3.0407
	G.E. Senographe 700T	.8925	.731	.923	-1.3731	3.1580
	Philips Mamodiagnostic BC	-1.7521	.898	.521	-4.5379	1.0337
AlphaIII	G.E. Senographe 500T	9.198E-02	.625	1.000	-1.8456	2.0296
	Athena HF	1.5251	.827	.591	-1.0380	4.0883
	G.E. Senographe 600T	1.7650	.602	.078	-.1032	3.6332
	Philips Mamodiagnostic 3000	3.0055*	.692	.001	.8610	5.1500
	Siemens Mamomat 300	3.0356*	.552	.000	1.3245	4.7467
	G.E. Senographe 700T	2.6575*	.716	.008	.4377	4.8773
	Philips Mamodiagnostic BC	14.291E-02	.886	1.000	-2.7358	2.7616

Philips Mamodiagnostic 3000	G.E. Senographe 500T	-2.9135*	.726	.003	-5.1648	-.6622
	Athena HF	-1.4803	.905	.728	-4.2882	1.3275
	G.E. Senographe 600T	-1.2405	.707	.651	-3.4323	.9514
	AlphaIII	-3.0055*	.692	.001	-5.1500	-.8610
	Siemens Mamomat 300	3.013E-02	.664	1.000	-2.0295	2.0897
	G.E. Senographe 700T	-.3480	.806	1.000	-2.8463	2.1503
	Philips Mamodiagnostic BC	-2.9926*	.960	.048	-5.9707	-1.441E-02
Siemens Mamomat 300	G.E. Senographe 500T	-2.9436*	.594	.000	-4.7868	-1.1005
	Athena HF	-1.5105	.804	.568	-4.0030	.9821
	G.E. Senographe 600T	-1.2706	.571	.346	-3.0407	.4995
	AlphaIII	-3.0356*	.552	.000	-4.7467	-1.3245
	Philips Mamodiagnostic 3000	-3.013E-02	.664	1.000	-2.0897	2.0295
	G.E. Senographe 700T	-.3781	.689	.999	-2.5160	1.7597
	Philips Mamodiagnostic BC	-3.0227*	.865	.016	-5.7057	-.3397
G.E. Senographe 700T	G.E. Senographe 500T	-2.5655*	.749	.020	-4.8886	-.2424
	Athena HF	-1.1323	.924	.922	-3.9981	1.7334
	G.E. Senographe 600T	-.8925	.731	.923	-3.1580	1.3731
	AlphaIII	-2.6575*	.716	.008	-4.8773	-.4377
	Philips Mamodiagnostic 3000	.3480	.806	1.000	-2.1503	2.8463
	Siemens Mamomat 300	.3781	.689	.999	-1.7597	2.5160
	Philips Mamodiagnostic BC	-2.6446	.978	.134	-5.6774	.3882
Philips Mamodiagnostic BC	G.E. Senographe 500T	7.907E-02	.913	1.000	-2.7537	2.9119
	Athena HF	1.5122	1.062	.844	-1.7802	4.8047
	G.E. Senographe 600T	1.7521	.898	.521	-1.0337	4.5379
	AlphaIII	-1.291E-02	.886	1.000	-2.7616	2.7358
	Philips Mamodiagnostic 3000	2.9926*	.960	.048	1.441E-02	5.9707
	Siemens Mamomat 300	3.0227*	.865	.016	.3397	5.7057
	G.E. Senographe 700T	2.6446	.978	.134	-.3882	5.6774

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla R18. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función del equipo de rayos X.

KASE mGy Dosis para DO01+B+V (45mm. de Perpex)			
HSD de Tukey[a,b]			
		Subconjunto para alfa =.05	
Modelo equipo RX	N	1	2
Siemens Mamomat 300	23	4.9645	
Philips Mamodiagnostic 3000	10	4.9947	
G.E. Senographe 700T	9	5.3427	
G.E. Senographe 600T	16	6.2351	6.2351
Athena HF	6	6.4750	6.4750
G.E. Senographe 500T	14		7.9082
Philips Mamodiagnostic BC	5		7.9872
AlphaIII	18		8.0001
Sig.		.545	.340

Se muestran las medidas para los grupos en los subconjuntos homogéneos.
a. Usa tamaño de la muestra de la media armónica=9.868
b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error del tipo I no están garantizados.

Los equipos de rayos X Siemens Mamomat 300 impartieron el menor KASE con un valor medio de 4,96 mGy, mientras que los equipos Alpha III necesitaron el KASE mayor con un valor medio de 8,0 mGy.

4.2.2 Dosis en función del modelo de procesadora.

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de equipos de rayos X disponibles en el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) (variable dependiente). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de procesadora, formada por los 4 modelos disponibles: Curix 60, Curix Compact y Mamoray Compact de Agfa, y M35M de Kodak.

En la figura R40 se muestra la relación entre el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) con la variable modelo de procesadora, por medio del diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia en función del modelo de procesadora.

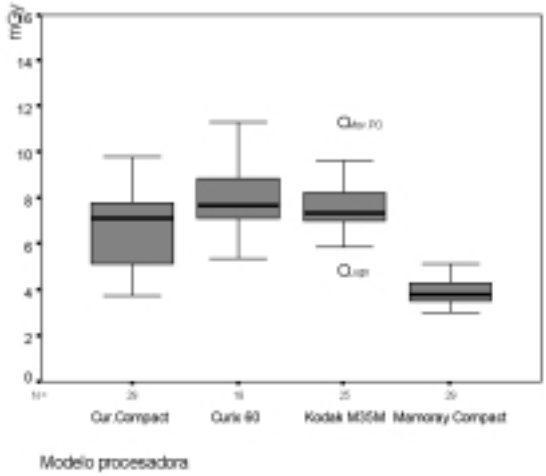


Figura R40.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones de referencia en función del modelo de procesadora. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*).

Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de las hipótesis.

Hipótesis: El KASE en condiciones de referencia es independiente del modelo de procesadora. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$

Para el contraste de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (modelo de procesadora) con cuatro niveles. La Tabla R19 muestra el resultado del análisis de varianza del KASE en función del modelo de procesadora, mostrando significación estadística, con un valor estadístico $F = 47,77$ y una probabilidad asociada $p= 0,000$. En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en el KASE para los distintos modelos de procesadora

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de equipos de rayos X, se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey. Las tablas R20 y R21 muestran las diferencias más

importantes entre la procesadora Mamoray Compact y el resto, con un nivel de confianza del 95%.

Tabla R19. Análisis de varianza de un factor del KASE en función del modelo del equipo de rayos X.

ANOVA					
KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	270.821	3	90.274	47.775	.000
Intra-grupos	183.285	97	1.890		
Total	454.106	100			

Tabla R20. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función de la procesadora.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)						
HDS de Tukey					intervalo de confianza al 95%	
	(J) modelo equipo de RX	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Cur Compact	Curix 60	-1.2288*	.412	.019	-2.3071	-.1506
	Kodak M35M	-.8837	.375	.093	-1.8644	-9.697E-02
	Mamoray Compact	2.8722*	.361	.000	1.9285	3.8159
Curix 60	Cur Compact	-1.2288*	.412	.019	.1506	2.3071
	Kodak M35M		.425	.849	-.7657	1.4559
	Mamoray Compact		.412	.000	3.0228	5.1793
Kodak M35M	Cur Compact		.375	.093	-9.697E-02	1.8644
	Curix 60		.425	.849	-1.4559	.7657
	Mamoray Compact		.375	.000	2.7752	4.7366
Mamoray Compact	Curix 60		.361	.000	-3.8159	-1.9285
	Cur Compact		.412	.000	-5.1793	-3.0228
	Kodak M35M		.375	.000	-4.7366	-2.7752

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05

Tabla R21. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función de la procesadora.

KASE mGy Dosis para DO01+B+V (45mm. de Perpex)				
HSD de Tukey[a,b]				
		Subconjunto para alfa =.05		
Modelo procesadora	N	1	2	3
Marmoray Compact	29	3.9056		
Cur. Compact	29		6.7779	
Kodak M35M	25		7.6616	7.6616
Curix 60	18			8.0067
Sig.		1.000	.119	.818

Se muestran las medidas para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa tamaño de la muestra de la media armónica=24.313

b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error del tipo I no están garantizados.

4.2.3 Dosis en función del modelo de cartulina.

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de equipos de rayos X disponibles en el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) (variable dependiente). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de cartulina formada por los 3 modelos disponibles: MR Detail y MR Detail S de Agfa y Min R de Kodak.

En la figura R41 se muestra la relación entre el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) con la variable modelo cartulina de refuerzo, por medio del diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia en función del modelo de cartulina.

Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de las hipótesis. Hipótesis: El KASE en condiciones de referencia es independiente del modelo de cartulina de refuerzo. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$

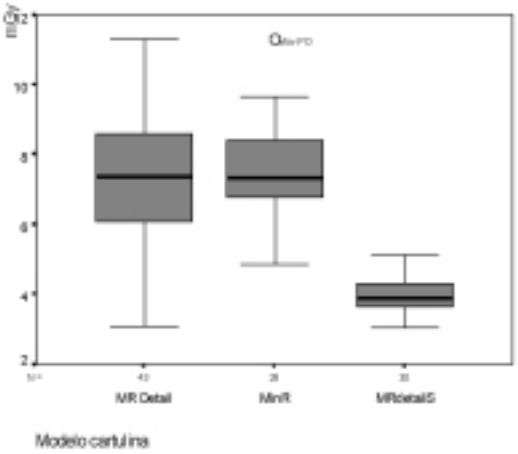


Figura R41.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones de referencia en función del modelo de cartulina. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*).

Para el contraste de hipótesis se realiza un análisis de varianza de un factor (cartulina de refuerzo) con tres niveles. La Tabla R22 muestra el resultado del análisis de varianza del KASE en función del modelo de cartulina de refuerzo, mostrando significación estadística, con un valor estadístico *F = 59,52* y una probabilidad asociada *p = 0,000*. En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en el KASE para los distintos modelos de cartulina de refuerzo.

Para apreciar las diferencias entre los distintos modelos de cartulina de refuerzo se realizan las pruebas de comparaciones múltiples a posteriori (post hoc) mediante test de Tukey. Las tablas R23 y R24 muestran las diferencias más importantes entre los modelos de cartulina de refuerzo, con un nivel de confianza del 95%.

Tabla R22. Análisis de varianza de un factor del KASE en función del modelo de cartulina.

ANOVA					
KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)					
	Suma de Cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Inter-grupos	249.068	2	124.522	59.522	.000
Intra-grupos	205.038	98	2.092		
Total	454.106	100			

Tabla R23. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función de cartulina.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)						
HDS de Tukey						
					intervalo de confianza al 95%	
(I) Modelo cartulina	(J) modelo cartulina	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Límite inferior	Límite superior
MR detail	MinR	-.3308	.351	.615	-1.1667	.5051
	MRdetail S	3.2933*	.344	.000	2.4745	4.1122
MinR	MR detail	-.3308	.351	.615	-.5051	1.1667
	MRdetail S	3.6241*	.380	.000	2.7196	4.5287
MRdetail S	MR detail	-3.2933*	.344	.000	-4.1122	-2.4745
	MinR	-3.6241	.380	.000	-4.5287	-2.7196

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05

Tabla R24. Prueba de comparaciones múltiples post hoc, mediante test de Tukey, para el KASE en función de cartulina.

KASE mGy Dosis para DO=1+B+V (45mm. de Perpex)			
HSD de Tukey[a,b]			
		Subconjunto para alfa =.05	
Modelo cartulina	N	1	2
MRdetailsS	30	3.9841	
MR Detail	43		7.2774
MinR	28		7.6082
Sig.		1.000	.628

Se muestran las medidas para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa tamaño de la muestra de la media armónica=32.501

b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error del tipo I no están garantizados.

4.2.4 Dosis en función del modelo de película.

En primer lugar se analiza la influencia de los distintos modelos de películas disponibles en el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) (variable dependiente). Siendo la variable independiente, por lo tanto, el modelo de película por los 2 modelos disponibles: MR3-II de Agfa y Microvisión de Dupont (Sterling).

En la figura R42 se muestra la relación entre el Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) con la variable modelo de película, por medio del diagrama de caja del Kerma Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en condiciones de referencia en función del modelo de película.

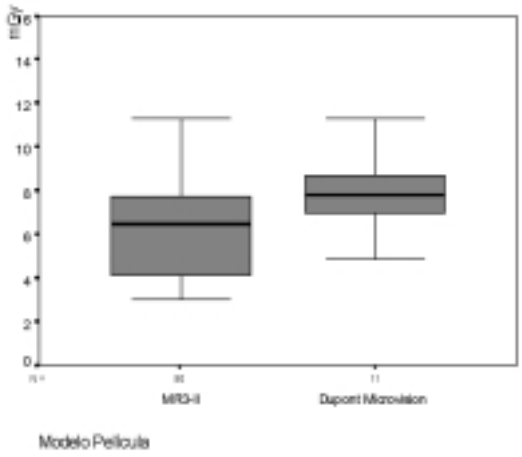


Figura R42.
Kerma Aire en la Superficie de Entrada en condiciones de referencia en función del modelo de película. Las cajas representan el rango intercuartiles; las barras verticales se extienden hasta los valores superior e inferior, excluyendo los outliers (O) y los valores extremos (*).

Dado que la gráfica únicamente nos ofrece una información cualitativa y subjetiva, procedemos a realizar el contraste de las hipótesis. Hipótesis: El KASE en condiciones de referencia es independiente del modelo de cartulina de película. Se asume la hipótesis nula. H_0: $\mu_1 = \mu_2$

Para el contraste de hipótesis se realiza la prueba t de Student para muestras independientes para los dos modelos de película existentes. La tabla R25 muestra los resultados de la prueba de muestras independientes de la variable KASE en función del modelo de película radiográfica utilizada. Se muestra significación estadística *(t= 4,21, p= 0,008).* En consecuencia se concluye que no se acepta la hipótesis nula planteada, ya que existen diferencias en el KASE para cada película.

Tabla R25. Prueba de t de Student para muestras independientes del KASE en función del tipo de película.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Lavene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medidas						
		F	Sig.	t	gl	sig. (bilateral)	Diferencia de medidas	Error tip de la diferencia	intervalo de confianza para la diferencia	
									inferior	superior
KASE mgy dosis para DO=1+B+V (45 mm. de Perpex)	Se han asumido Varianzas iguales	4.212	.043	-2.529	99	.013	-1.6765	.6630	-2.9920	-.3609
	No se han asumido varianzas iguales			-3.101	10.474	.008	-1.6765	.5407	-2.8326	-.5204

4.3 Relación entre la dosis y la calidad de la imagen.

La dosis glandular en condiciones de referencia varió entre 0,87 y 1,68 mGy, lo que supone una variación del 63,5 %, entre las diez unidades del programa. Esta amplia variabilidad, reflejada en la figura R37 muestra diferencias estadísticamente significativas de la dosis glandular entre las distintas unidades.

Se pretende pues estudiar si las unidades que imparten más dosis, obtienen mayor calidad de la imagen en las mamografías, y al contrario si las unidades que imparten menos dosis obtienen una calidad de imagen inferior.

La figura R43 muestra el gráfico de regresión lineal de la Dosis Glandular en función del índice global de la calidad de la imagen. La correlación entre ambas variables es positiva, obteniéndose una correlación significativa (al nivel 0,01), con un coeficiente de correlación de Pearson de 0,44.

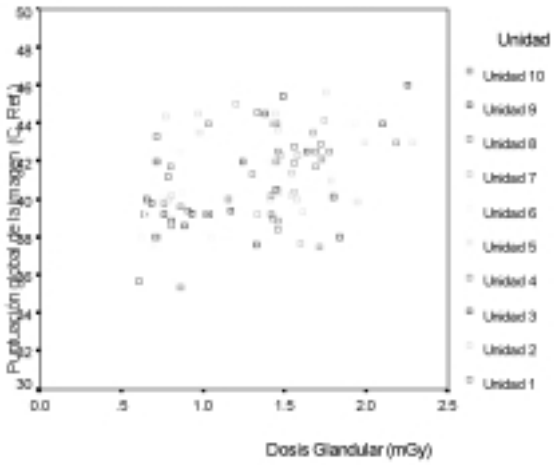


Figura R43.
Diagrama de dispersión de la puntuación de la imagen en condiciones de referencia. Los colores indican cada una de las unidades.

Dosis con maniquí: Comparación de resultados.

Desde la introducción en 1969 de los tubos de rayos X equipados con ánodos y filtros de Molibdeno, hay un interés creciente en evaluar y comparar las dosis absorbidas en mamografía. Las primeras investigaciones estaban relacionadas principalmente con la determinación de la dosis en la superficie de entrada (incluyendo retrodispersión) para pequeñas muestras de pacientes y maniquíes de mamografía. La medida con pacientes produce información acerca de la variación de la exposición a la radiación y su dependencia con el espesor y la composición de la mama. El uso de maniquíes facilita la comparación entre diferentes técnicas mamográficas y el estudio de la influencia de los aspectos técnicos en la dosis absorbida.

En la mayoría de los protocolos de control de calidad de los diferentes países, DGMP (1986), NCRP (1986), IPSM (1989), SSI (1989), AAPM (1990), NRPA (1991), NCS (1993), SEFM/SEPR (1996), GIM (1993), IPSM (1994), existe una preferencia a la hora de obtener la dosis glandular a partir de la medida del KASE aplicable a un maniquí de referencia. En cuatro protocolos nacionales (DGMP 1986; NCRP 1986; NCS 1993; GIM 1993) también se incluyen medidas con un maniquí.

El espesor del maniquí de referencia varía desde 40 mm de PMMA (IPSM 1989) a 50 mm de PMMA (DGMP 1986; NCS 1993), mientras que el NCRP (1986) prefiere la medida del kerma en aire (sin retrodispersión) para un espesor de la mama comprimida de pacientes relevante, obtenido de un grupo representativo de las participantes en el programa de detección precoz. En la revisión del IPSM report 59 (IPSM 1994), se deja claro que el maniquí de referencia sólo es útil con propósitos de comparación y no se propone como espesor de mama promedio. Para este propósito se toma como más conveniente un maniquí de espesor 50 mm de PMMA (NCS 1993; IPSM 1994).

En nuestro estudio se siguió el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía (1996) que propone un maniquí de referencia de 45 mm de PMMA, obteniéndose para toda la muestra un valor medio de KASE de 6 mGy, y en sólo el 3 % de los controles de calidad realizados se superó el límite de 11 mGy del protocolo. En cuanto a la dosis glandular obtenida con el maniquí de 45 mm de PMMA, sólo en el 2 % de los controles de calidad se sobrepasaron el valor límite de 2,3 mGy del protocolo europeo, para una densidad çoptica de 1,0 mGy, obteniéndose un valor medio de 1,30 ± 0,43 (DE) mGy, similar a los 1,36 mGy obtenidos en el NHSBSP (Young y *cols.* 1998). Sin embargo hay que tener en cuenta que en el programa del Reino Unido se utiliza el protocolo IPSM (1994) por lo que la dosis glandular se obtiene con un maniquí de 40 mm de PMMA, en vez de los 45 mm de PMMA utilizados en nuestro estudio. Realizando el cálculo de transformación correspondiente, asumiendo las hipótesis de Dance (1994) y, Jansen y Zoetelief (1994), la dosis glandular de nuestro estudio sería un 40,5 % inferior a la obtenida en el NHSBSP. Esta diferencia podría estar explicada por las diferencias en la proporción de utilización de las cartulinas tipo “fine” o “médium” en ambos programas.

Desde el año 1995, en que entran en funcionamiento las 10 unidades de mamografía del PGDPCM, hasta el año 1999, el valor medio de la dosis glandular de todas las unidades disminuyó un 34,6%. Esta disminución de la dosis es debida principalmente a las actuaciones del control de calidad, tanto en los ajustes técnicos como en la selección en la adquisición de nuevo equipamiento.

Entre las distintas unidades del programa la dosis glandular presentó una variación de hasta el 63,5 %. En nuestro estudio se comprobó la influencia del equipamiento de las unidades mamográficas en la dosis impartida. El modelo de equi-

po de rayos X presentó poca influencia en la dosis ($F = 7,82$ y $p = 0,000$), mientras que el modelo de las procesadoras ($F = 47,8$ y $p = 0,000$) y el modelo de cartulina de refuerzo (F = 59,5 y p = 0,000) mostraron diferencias significativas en la dosis. Sin embargo todas las unidades que poseían procesadoras Agfa Mamoray Compac, también utilizaban las cartulinas de refuerzo MR Detail S, que fueron las que menos dosis impartían; por lo que se puede concluir que el equipamiento más determinante en la dosis es el tipo de cartulina de refuerzo utilizado.

La relación entre la calidad de la imagen y la dosis glandular a la mama estándar (45 mm de PMMA) se analizó mediante el estudio de la puntuación de la imagen. La muestra presentó correlación positiva ($R = 0,44$ y $p = 0,000$) entre la calidad de la imagen obtenida con el maniquí TOR(MAX) y la Dosis Glandular en condiciones de referencia. Los objetos del test del maniquí constituyentes de la puntuación de la imagen que presentaron correlación positiva con la dosis glandular han sido las microcalcificaciones de 0,5 mm ($R = 0,45$ y $p < 0,01$) y las microcalcificaciones de 0,25 mm ($R = 0,49$ y $p < 0,01$), por lo que se concluye que la dosis sólo influye en la visualización de las microcalcificaciones, en el rango de dosis utilizado en el PGDPCM.

4.4 KASE y Dosis Glandular obtenidos a partir de una muestra de pacientes.

Desde el año 1993 hasta el año 1999 se han obtenido datos de 14.857 exposiciones que corresponden a una muestra de 3.698 mujeres con edades comprendidas entre los 50 y 64 años de edad. El tamaño de la muestra recogida en cada unidad estaba en torno a 100 mujeres por año. En general, el control de calidad anual y la recogida de datos de las exposiciones se realizaron en la misma época.

Los estudios se realizaron mediante dos proyecciones para cada mama, en general se utilizaron las proyecciones CC y OBL y sólo en el 6 % de los casos de la muestra se utilizó la proyección LA. A partir del año 1996 ninguna unidad del programa utilizó la proyección LA.

El KASE se calculó a partir de la carga (mAs) utilizada en cada exposición al paciente y de los rendimientos correspondientes a las tensiones clínicas seleccionadas en cada caso. La Dosis Glandular se obtuvo a partir del KASE y de los factores de conversión g.

Tabla R26. Número de unidades del PGDPCM, exposiciones y mujeres examinadas por años. Valor medio y desviación estándar (DS) de los parámetros más importantes.

Año	No. de unid.	No. de exposiciones/ mujeres	Tipo de proy.	Edad (años)	Espesor (mm)	Tensión (kV)	KASE (mGy)	DPG (mGy)
1993	1	438/101	CC/LA	56.9±4.2	45.4±10	29.3±3	10.7±5.8	2.1±0.8
1994	4	996/249	CC/LA CC/OB	57.4±4.7	52.7±13	28.6±1.9	7.7±4.0	2.0±0.6
1996	10	3376/844	CC/LA CC/OB	57.7±4.6	54.4±12	28.2±1.4	8.2±4.7	1.3±0.6
1997	7	2639/660	CC/OB	58.8±4.0	55.2±11	28.3±1.1	7.6±4.6	1.2±0.6
1998	10	3403/849	CC/OB	56.7±2.9	54.2±12	28.2±0.9	8.5±5.6	1.4±0.9
1999	10	4005/995	CC/OB	57.3±5.0	53.9±12	28.2±1.0	8.6±6.0	1.4±0.9

La Tabla R26 muestra el número de unidades del Programa que recogieron datos en cada unos de los años, exposiciones y mujeres examinadas. Valor medio y desviación estándar (DS) de los parámetros más importantes.

En la Tabla R27 aparecen los valores medios de los parámetros más importantes para mamas con espesores bajo compresión entre 40 y 60 mm, lo que permite comparar con los valores de referencia de Protocolo Europeo de Mamografía y con los valores de dosis obtenidos con 45 mm de PMMA.

Tabla R42. Resultados obtenidos para espesores de mama bajo compresión comprendidos entre 40 y 60 mm y proyección CC. Número de exposiciones por año, valor medio y desviación estándar de los parámetros más importantes.

Año	No de exposiciones	Espesor (mm)	Tensión (kV)	KASE (mGy)	KASE(mGy) Tercer cuartil	DPG (mGy)
1993	153	47.6±6	29.6±3.2	11.1±4.6	14.4	2.2±0.7
1994	506	50.9±7	28.8±1.8	6.4±2.6	8.8	1.2±0.3
1996	1347	51.2±6	28.1±1.0	6.8±3.2	9.0	1.2±0.5
1997	853	51.4±6	28.1±0.7	5.7±2.6	7.3	1.0±0.4
1998	1212	51.0±6	28.1±0.6	6.8±3.7	8.5	1.2±0.6
1999	1335	51.4±6	28.0±0.8	6.7±3.9	8.5	1.2±0.7

Para el conjunto de toda la muestra el espesor de la mama comprimida para la proyección CC es similar a la de la proyección LA, sin embargo, el espesor para la proyección OBL es superior. El valor más alto de dosis en la mama corresponde a la proyección LA, mientras que la dosis en la proyección CC es inferior a la dosis correspondiente a la proyección OBL (Tabla R28).

Tabla R28. Dosis glandular y espesor de la mama comprimida para cada tipo de proyección. Valor medio y desviación estándar (DS).

Proyección	Nº exposiciones	Edad (años)	Espesor (mm)	DG (mGy)
CC	7395	57± 4	52,3 ± 11,5	1,26 ± 0,63
LA	889	57± 4	52,7 ± 12,9	1,85 ± 0,71
OBL	6509	57± 4	56,5 ± 12,2	1,49 ± 0,81

El valor medio de la dosis glandular para toda la muestra presentó un valor de 1,4 mGy. El histograma de la DG, para todas las proyecciones, se muestra en la figura R44. Se aprecia una distribución de naturaleza sesgada con el 75% de la dosis impartidas con valores inferiores a 1,73 mGy para todas las proyecciones y 1,81 mGy para la proyección OBL.

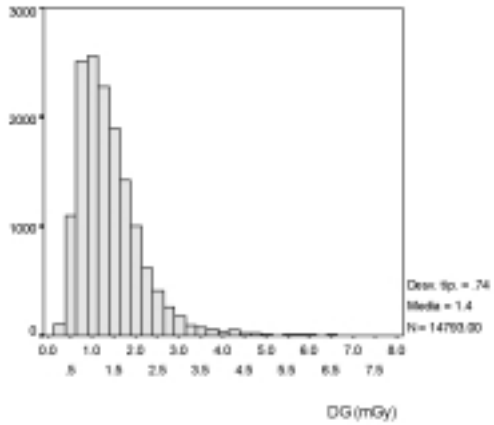


Figura R44.
Histograma de la Dosis Glandular (DG) por exposición para todas las proyecciones (CC, LA y OB). Número de medidas, valor medio y desviación típica.

La distribución de los espesores de la mama varió simétricamente entre 10 y 100 mm como se muestra en la figura R45. En el histograma del espesor de la mama comprimida para las tres proyecciones se aprecia una distribución normal, con un valor medio de 54,2 mm y un a desviación estándar de 12 mm.

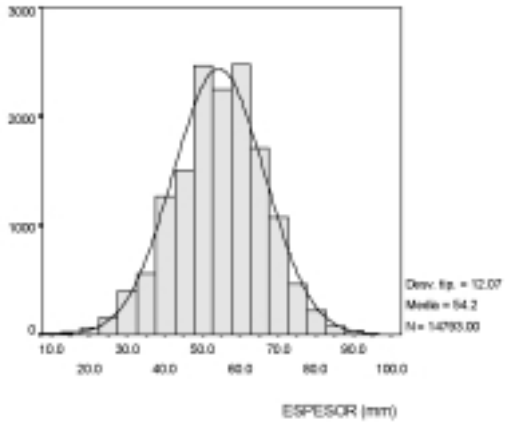


Figura R45.
Histograma del espesor de la mama comprimida para todas las proyecciones (CC, LA y OB). Número de medidas, valor medio y desviación típica.

Tabla R29. Dosis glandular y espesor de la mama comprimida para diferentes márgenes de edad. Valor medio y desviación estándar (DS).

Edad (años)	Nº exposiciones	Espesor (mm)	DG (mGy)	(*) DG pac / DG s
50-54	4645	54,3 ± 12	1,53 ± 0,85	1,12
55-59	4714	54,7 ± 12	1,36 ± 0,68	0,98
60-64	5434	53,6 ± 12	1,30 ± 0,67	0,93

(*) Relación de la dosis glandular a pacientes respecto a la dosis a la mama estándar (45 mm PMMA)

Tabla R30. Dosis glandular y espesor de la mama comprimida para la proyección CC y diferentes márgenes de edad. Valor medio y desviación estándar (DS).

Edad (años)	Nº exposiciones	Espesor (mm)	DG (mGy)	(*) DG pac / DG s
50-54	2323	52,6 ± 12	1,38 ± 0,73	0,99
55-59	2357	52,7 ± 11	1,23 ± 0,58	0,88
60-64	2715	51,6 ± 11	1,17 ± 0,57	0,84

(*) Relación de la dosis glandular a pacientes respecto a la dosis a la mama estándar (45 mm PMMA)

Tabla R31. Dosis glandular y espesor de la mama comprimida para la proyección OB y diferentes márgenes de edad. Valor medio y desviación estándar (DS).

Edad (años)	Nº exposiciones	Espesor (mm)	DG (mGy)	(*) DG pac / DG s
50-54	2013	56,5 ± 12	1,64 ± 0,95	1,21
55-59	2062	57,3 ± 12	1,44 ± 0,74	1,06
60-64	2434	55,9 ± 12	1,39 ± 0,72	1,02

(*) Relación de la dosis glandular a pacientes respecto a la dosis a la mama estándar (45 mm PMMA)

De la muestra de las 3.698 mujeres con edades comprendidas entre 50 y 64 años de edad se obtuvo una edad promedio de 57 años. Para evaluar la relación entre la edad y la dosis, se calculó la relación del valor medio de la dosis glandular respecto a la dosis a la mama estándar (45 mm de PMMA) para las

tres bandas de edad de 5 años, tanto para el conjunto de las tres proyecciones (tabla R29), como sólo para la proyección CC (Tabla. R30) y la proyección OB (Tabla. R31).

Las figuras R47 y R48 muestran el KASE y la DG para cada una de las unidades desde el año 1993 al año 1999. Se aprecia una gran variabilidad de la dosis debida además de a los parámetros técnicos y de equipamiento estudiados en los puntos anteriores, a las características intrínsecas a cada paciente (espesor y composición de la mama) y las variables seleccionadas en cada exposición (proyección, grado de compresión, tensión, Densidad Óptica, etc..).

En Radiodiagnóstico la optimización significa que la dosis de radiación se debería mantener tan baja como sea posible, para obtener la calidad de imagen suficiente que permita el diagnóstico adecuado. Esto implica que, en general, la dosis y la calidad de la imagen están unidas.

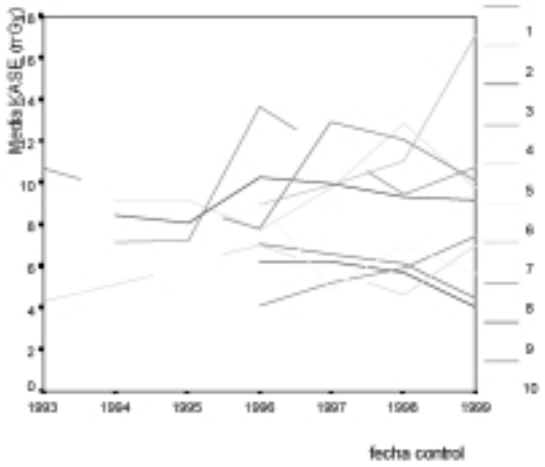


Figura R47.
Valor medio del KASE para cada una de las unidades mamográficas en el período analizado,1993-1999 (cada color indica cada una de las unidades).

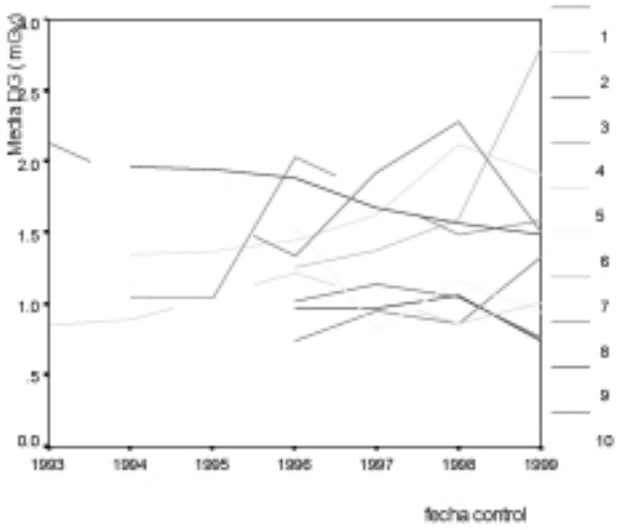


Figura R48.
Valor medio de la Dosis Glandular (DG) para cada una de las unidades mamográficas en el período analizado,1993-1999 (cada color indica cada una de las unidades).

Lo que se pretende estudiar son los parámetros técnicos y los del equipamiento que son responsables de la diferencia de dosis que imparten las distintas unidades de programa, así como su influencia en la calidad de la imagen. Como consecuencia se pueden plantear las acciones a tomar para la optimización del diagnóstico, es decir, reducir la dosis sin perder capacidad diagnóstica.

Para ello se han seleccionado como parámetros técnicos, aquellos que presentaron en la muestra una correlación significativa al nivel de 0,01 con la Dosis Glandular, y como variables de equipamiento el modelo de equipo de rayos X, el modelo de procesadora, el modelo de cartulina de refuerzo y el modelo de película.

Para poder estudiar la variabilidad de la dosis en función de parámetros técnicos y de la exploración (variables cuantitativas), así como en función del equipamiento (variables categóricas), aplicamos un análisis de regresión por escalamiento óptimo.

Tabla R47. Parámetros técnicos y de la exploración con correlación significativa al nivel de 0,01 con la Dosis Glandular.

Parámetro técnico	Coeficiente de correlación de Pearson
Espesor	0,330
Edad	- 0,124
Proyección	0,148
Tensión (kV)	0,316
mAs	0,885
Densidad Óptica	0,202

El análisis realizado con los 6 parámetros técnicos seleccionados y las 4 variables del equipamiento nos explica el 76% de la variabilidad de la dosis de toda la muestra. Esto implica que, como máximo, los técnicos (TER) determinan el 24% de la variabilidad de la dosis, principalmente en función del grado de compresión de la mama y la posición del detector del CAE. En ese 24% de variabilidad también está incluida la variación de proporción del tejido glandular en las pacientes.

Dado que no podemos actuar sobre el valor de los mAs, ya que en cada exposición se utilizan los necesarios para obtener la Densidad Óptica adecuada, repetimos el análisis con las demás variables y excluyendo los mAs. Con este modelo obtenemos la explicación del 32% de la variabilidad de la dosis.

Cuando analizamos la dosis en función de las variables que selecciona directamente la TER, es decir la tensión (kV) y la Densidad Óptica, y las variables del equipamiento, obtenemos la explicación del 28,1% de la variabilidad de la dosis, siendo la tensión (kV) el factor más determinante de las dos variables, que en este caso selecciona la TER.

Cuando sólo analizamos la dosis en función del equipamiento, el tipo de cartulina de refuerzo es el parámetro que en mayor medida explica la variación de la dosis entre las distintas unidades que componen el PGDPCM (*F=2393,4*), mientras que el modelo del equipo de rayos X, el modelo de la procesadora y el modelo de la película apenas explican la variabilidad de la dosis. En conjunto, el equipamiento sólo explica el 19% de la variabilidad de la dosis recibidas por las pacientes.

Dosis a pacientes: Comparación de resultados.

Dado que el período de tiempo analizado comprende desde el inicio de PGDPCM, los datos son ampliamente representativos de dicho programa, y en cierta medida extrapolable al resto de España. Todos los datos analizados corresponden a mujeres con edades comprendidas entre 50 y 64 años de edad, presentando toda la muestra un valor medio de 57 años.

La medida del espesor de la mama está sujeta a errores apreciables y no existe un método preciso universalmente extendido (Burch y *cols.* 1995). Nuestro método se basa en la lectura de la escala del compresor, basada en la posición de la placa de compresión. Como la placa de compresión flexa bajo la fuerza de compresión, y el grado de distorsión depende tanto de la fuerza de compresión como del tamaño y la forma de la mama, la relación entre la indicación de la escala y la posición de la placa de compresión varía. Burch y *cols.* (1998) determinaron que los errores habituales en la medida del espesor pueden dar lugar a una sobrestimación entre el 5 y el 10%, dependiendo del espesor de la mama, por ello en nuestro método la escala del mamógrafo se calibra bajo la fuerza de compresión típica de la mamografía y en el punto de referencia del control de calidad (centrado lateralmente y a 6 cm de la pared del tórax).

Los espesores de la mama comprimida obtenidos presentaron una distribución normal (gausiana) con valores comprendidos entre 10 y 100 mm, y un valor medio de 54,2 mm para las tres proyecciones (52,3 mm para la proyección CC, 52,7 mm para la proyección LA y 56,5 mm para la proyección OB). El espesor medio obtenido es prácticamente idéntico al obtenido en el NHSBSP del Reino Unido (Young y *cols*. 2000), aunque hay que tener en cuenta que este programa la mayoría de los centros utilizan sólo la proyección OB y sólo un numero reducido de centros utilizan las dos proyecciones (CC y OB). En nuestro estudio la distribución de la dosis por exposición se aproxima a una curva logarítmica normal, lo que es consistente con el hecho que la dosis varíe exponencialmente con el espesor.

El valor medio de la dosis glandular es de 1,4 mGy por exposición, y es menor para la proyección CC (1,26 mGy) que para la proyección OB (1,49 mGy). Como esto ocurre también a igualdad de espesor entre proyecciones, la explicación estaría relacionada con la posibilidad que una parte del músculo pectoral coincida con el detector del CAE, produciendo mayor atenuación y por lo tanto mayor exposición.

Ya que es conocido que la composición glandular de la mama disminuye con la edad, lo esperable sería que la dosis disminuyera con la edad. En nuestra muestra la disminución de la dosis con la edad alcanza el 16% entre las bandas de 50-54 años y 60-64 años. Sin embargo Young y *cols*. (2000) obtuvieron una reducción de la dosis con la edad de sólo el 3%. Esta discrepancia podría explicarse por el hecho que en su estudio, el espesor de la mama aumentó un 3% con la edad, mientras que en nuestro estudio el espesor de la mama sólo aumentó un 1,3% con la edad.

Aunque la dosis media por exposición es de 1,39 mGy, hay un subgrupo de mujeres que reciben dosis más altas. El grupo principal serían aquellas mujeres que poseen grandes espesores de mama bajo compresión, siendo para un espesor de 100mm, su dosis del orden de 2,7 veces la dosis de la mama promedio, para una unidad de mamografía determinada. En nuestra muestra se obtuvo un valor máximo de la dosis promedio en tejido glandular de 8,02 mGy, siendo inferior al límite superior de dosis por exposición normalmente esperable en el NHSBSP, de 8,6 mGy por exposición.

La relación entre la dosis glandular a pacientes respecto a la dosis a la mama estándar varió entre 1,12 y 0,93 en función de la edad de las mujeres. Sin embargo Young y *cols*. (2000) obtuvieron valores entre 1,54 y 1,49 para las mismas bandas de edades. La razón de esta diferencia estriba en que aunque el valor medio del espesor de la mama que obtuvieron era de 54 mm, en el IPSM59/2 se toma como mama estándar un espesor equivalente a 45 mm de mama comprimida, mientras que en nuestro estudio se toma como mama estándar un espesor equivalente a 50 mm de mama comprimida. Estos datos confirman como más adecuada esta selección del espesor de mama comprimida para este grupo de población.

La dosis glandular media para cada una de las unidades de mamografía varió entre 0,92 mGy y 1,83 mGy por exposición, en todo el período analizado. Esta variabilidad viene determinada tanto por el equipamiento de cada unidad como por la técnica seleccionada para cada mujer, así como factores dependientes de la TER, como el grado de compresión y la posición de la cámara del CAE, además de la diferencia de composición de cada mama. En nuestro estudio hemos encontrado que los mAs explican una mucho mayor proporción de la variabilidad de la dosis que el espesor de la mama comprimida, lo que indica el efecto de la

actuación de las TER aumentando la energía de la radiación (kV) al aumentar el espesor de la mama. Sin embargo no se ha conseguido explicar el 24% de la variabilidad de la dosis lo que podría sugerir que hay que mejorar aspectos relacionados con el grado de compresión y la posición de la cámara del CAE.

En cuanto al efecto del equipamiento, en concordancia con otros trabajos (Law 1997 y Young y *cols*. 2000) se ha comprobado que la sensibilidad de la cartulina de refuerzo es el factor más determinante en la dosis.

No se encontró relación entre la dosis glandular de las pacientes y la Densidad Óptica en condiciones clínicas, lo que demuestra que se pueden obtener la altas Densidades Ópticas recomendadas en los programas de cribado mamográfico (Young y *cols.* 1994) sin que necesariamente dé lugar a altas dosis de radiación.

En el PGDPCM, en el período analizado, ninguna unidad dispuso de películas de formato grande (24 cm x 30 cm) además del formato estándar (18 cm x 24 cm). Algunas mujeres tienen mamas demasiado grandes para adaptarse al tamaño de la película estándar, por lo que se deben visualizar con varias exposiciones mediante un mosaico de películas de tamaño estándar. Este procedimiento da lugar a una dosis de radiación mayor que cuando se realiza una sola exposición. La dosis de radiación adicional será aproximadamente proporcional al área de solapamiento de la mama en la película. En la hipótesis más desfavorable para el cálculo de la dosis, se asume que hay un 100% de solapamiento, lo que en general sobreestima la verdadera dosis adicional.

En el presente estudio, y teniendo en cuenta el número de mujeres que necesitaron más de una película por proyección debido al tamaño de la mama, la dosis obtenida subestima la dosis recibida por las pacientes entre un 2,2% en el año 1998 y un 4,2% en el año 1999, lo que estaría en concordancia por lo obtenido por Young y *cols*. (2000) que obtuvieron con la utilización del formato de 24 cm x 30 cm, un ahorro de dosis del orden del 8% cuando sólo se utiliza una proyección (OB) y un 4% cuando se utilizan las dos proyecciones (OB y CC).

El ahorro de dosis cuando se dispone del formato adicional de 24 cm x 30 cm puede alcanzar el 4% en los programas que utilizan dos proyecciones, lo que significa una cifra relativamente baja para el total de las mujeres exploradas. Sin embargo, dado que las mujeres que tienen una probabilidad mayor de necesitar

exposiciones adicionales. A partir de 5,5 cm de espesor de mama comprimida, entre un 5% y un 30% de las mujeres necesitan alguna exposición adicional (Law 1995). Por lo tanto la reducción de dosis que se obtiene al disponer del formato grande beneficia especialmente a las mujeres que reciben mayor dosis. No obstante, la recomendación de disponer del formato grande en las unidades debe tener en cuenta además del coste, su posible influencia en la calidad de la imagen.

Comparación con otros estudios.

A la hora de comparar los resultados del PGDPCM con otros estudios similares realizados recientemente, hay que tener en cuenta el valor limitado de la comparación al no considerar la calidad de la imagen.

Eklund y *cols.* (1993) analizaron datos de 4.442 mujeres en tres centros de mamografía en Suecia. En cada unidad se obtuvieron valores medidos de espesores de mama de 50,54 y 62,0 mm, similares a los obtenidos en el PGDPCM. De los tres centros, solo uno (Goteborg) utilizó rejilla, siendo para este centro la dosis glandular de 1,25 mGy, inferior a los 1,49 mGy de la dosis glandular para la proyección OB de nuestro estudio. La diferencia se puede explicar por el mayor espesor medio de la mama en el PGDPCM, por la menor densidad óptica de la película utilizada en el estudio de Suecia (1,25 DO) y por la diferente consideración de la composición de la mama en ambos estudios.

Morán y *cols.* (1994) midieron el espesor de la mama comprimida y la dosis en la superficie de entrada, con una muestra de 350 mujeres en cinco unidades del área de Madrid. El espesor medio obtenido de 52 mm es prácticamente igual al obtenido con la proyección CC en el presente estudio. La dosis glandular calculada fue de 1,6 mGy, ligeramente mayor que la obtenida en el presente estudio. La densidad óptica de la película en el estudio de Madrid fue en todos los casos inferior a 1,24DO, por debajo de la de nuestro estudio. Algunas de las unidades estudiadas por Morán y *cols.* no utilizaron rejilla y se seleccionaban bajos kilovoltajes en las exposiciones.

Faulkner y *cols.* (1995) calcularon la dosis glandular a partir de una muestra de 50 mujeres en cada una de las 19 unidades de Escocia y las 18 de la región Norte de Inglaterra. Ellos citan un valor medio del espesor de mama de 55 mm, similar al de nuestro estudio. Faulkner obtuvo para la mama de 45 mm una dosis glandular de 1,22 mGy en la región Norte de Inglaterra y 1,07 mGy

en Escocia, ligeramente inferiores al valor de 1,33 mGy obtenidos para el espesor de 45 mm de mama de nuestro estudio.

Heggie y *cols.* (1996) describieron los resultados del espesor de la mama y la dosis de una muestra de 490 mujeres en el programa de detección precoz de Australia. Obtuvieron un espesor promedio de 52 mm para ambas proyecciones (OB y CC), algo inferior al de nuestro estudio, lo que estaría relacionado con el hecho de que en la muestra del programa de Australia había un 13% de mujeres con edad inferior a los 50 años, que tenían un espesor de mama inferior. Heggie estimó la composición glandular para cada mama y utilizó los factores de conversión publicados por Wu y *cols.* (1991) para calcular la dosis. Obtuvieron un valor medio de 2,17 mGy para la dosis glandular por película, que es aproximadamente un 45% mayor que en nuestro estudio. La diferencia podría ser debida a que en nuestro estudio asumimos una composición de 50% tejido adiposo y 50% de tejido glandular, lo que da lugar a una infraestimación de la dosis; y de las diferencias del orden del 10%, entre los factores de conversión utilizados.

Klein y *cols.* (1997) publicaron los resultados de dos muestras de 1.670 y 945 mujeres en dos unidades de mamografía de Alemania. Las unidades disponían de ánodo de Wolframio y ánodo de Wolframio / Molibdeno respectivamente. Este último equipo de rayos X adaptó el espectro de rayos X al espesor y la composición de cada mama automáticamente seleccionando una combinación de ánodo, filtro (Molibdeno y Rodio) y la tensión del tubo (entre 25 y 32 kV). En una de las muestras, en que se registró la edad de las mujeres había una proporción significativa de mujeres con edad inferior a los 50 años. Obtuvieron espesores de la mama promedio de 55,9 mm y 50,8 mm en cada una de las unidades, el primero de los cuales es ligeramente inferior al que encontramos en nuestro estudio y el segundo sensiblemente inferior. Klein no diferencia entre las diferentes proyecciones. Utiliza sus propios factores de conversión, y realiza los cálculos de la dosis glandular tanto con la composición glandular de cada mama individual como con la composición estándar (50% / 50%). La dosis glandular obtenida fue de 1,48 mGy para la unidad de ánodo de Wolframio y 2,01 mGy para la unidad con ánodo de Wolframio / Molibdeno. Las dosis obtenidas en este estudio no son comparables con las de nuestro estudio debido a las diferencias en los materiales del ánodo, el filtro y las tensiones utilizadas.

Brunch y *cols*. (1998) analizaron una muestra de 4.633 mujeres en 92 unidades de detección precoz del NHSBSP del Reino Unido, obteniendo unos espesores promedio de la mama de 57 mm para la proyección OB y 52 mm, para la proyección CC, prácticamente idénticos a los de nuestro estudio. La dosis glandular la calcularon con la misma sistemática que en nuestro estudio, obteniendo una dosis glandular por película de 1,98 mGy para la proyección OB y 1,63 mGy para la proyección CC. Los valores de dosis superiores a los de nuestro trabajo se podrían explicar por el uso de una densidad óptica superior (1,52 DO) y el uso en el programa de Reino Unido de una mayor proporción de cartulinas del tipo "fine".

Young y Burch (2000) ampliaron este estudio a 171 equipos de rayos X, con una muestra de 8.745 mujeres, que incluían el estudio anterior. Este estudio confirmó los resultados del anterior y las dosis obtenidas fueron similares a las obtenidas en el NHSBSP entre 1994 y 1995.

Suleiman y *cols.* en Estados Unidos y Symonds en Canadá (1999) analizaron comparativamente la calidad en la mamografía en los años noventa. La dosis la calcularon a partir de un maniquí equivalente a 42 mm de espesor de mama de composición de 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo, que en su caso es el equivalente nominal a la mama de tamaño estándar. En los Estados Unidos obtuvieron una dosis de 1,60 mGy y en Canadá de 1,13 mGy, la diferencia entre ambas dosis la explicaría la utilización de una DO mayor en los Estados Unidos, 1,52 DO frente a 1,31 DO en Canadá y al gran esfuerzo realizado en Canadá para reducir la dosis en la mamografía, especialmente mediante la utilización del ciclo de procesado extendido. En el año 1995 en Canadá el 63% de las procesadoras utilizaban este ciclo frente al 43% de los Estados Unidos. Teniendo en cuenta el espesor del maniquí utilizado la dosis obtenida en los Estados Unidos es aproximadamente un 24% superior a la de nuestro estudio, con una densidad óptica ligeramente superior. La diferencia de dosis de nuestro estudio respecto al de Canadá se podría explicar por la diferencia en la densidad óptica de la película. (Un resumen de todo el estudio comparativo se muestra en la tabla D.1)

Tabla D.1 Dosis glandular obtenida en diversos estudios. Número de unidades de mamografía estudiadas, número de mujeres utilizadas en los estudios, espesor de la mama comprimida, dosis glandular y densidad óptica de las imágenes.

	UNIDADES	MUJERES	ESPESOR (mm) OB / CC	DOSIS (mGy) OB / CC	DO
		1596	54	0,68	1,24
Eklund 1993		1496	62	0,76	1,28
(Suecia)	3	1350	50	1,25	1,25
Morán 1994 (España)	5	350	52	1,6	< 1,24
Faulkner 1995				1,22 Inglaterra	
UK	35	1750	55	1,26 Escocia	————
Heggre 1996 (Australia) (c)	————	490	52	2,17	————
Klein 1997		1678	55,9	1,48 (ánodo de W)	
(Alemania)	2	945	50,8	2,01 (ánodo de Mo/W)	————
Burch 1998 UK	92	4633	57 / 52	1,98 / 1,65	1,52
Suleiman 1999 (USA)	226	Maniquí	42	1,60	1,52
Symonds 1999 (Canadá)	338	Maniquí	42	1,13	1,31
Young 2000 (UK)	171	8745	54,3 / 51,3	2,03 / 1,65	(1,4 – 1,8)
PGDPCM 2000 (Galicia)	10	3698	56,5 / 52,3	1,49 / 1,26	1,44

BIBLIOGRAFÍA

1. American College of Radiology (ACR). *Committee on Quality Assurance in Mammography: Mammography quality control. Revised edition* (1994).

2. APPM (American Association of Physicist in Medicine), *Equipment requirements and quality control for mammography,* Report 29, (New York: American Institute of Physics) (1990).

3. Boone, J M. *Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment.* Radiology **213**, 23-37 (1999).

4. Bulling SM and Nicoll JJ. *Level and distribution of the radiation dose to the population from a mammography screening programme in New Zealand.* Radiat Prot Dosim 1995;57:455-8.

5. Burch, A. and Law J. *A method for estimating compressed breast thicknes during mammography.* Br. J. Radiol. **68**, 394-399 (1995).

6. Burch, A. and Law, J. *Latent image fading in mammography(letter)* Br. J. Radiol. **69**, 683-684 (1996).

7. Burch,A. and Law, J. *Short communication: A comparison of fine and medium screens for mammography.* Br. J. Radiol. **69**, 182-185 (1996).

8. Burch, A. and Goodman D.A. *A pilot survey of radiation dose received in the United Kingdom Breast Screening Programme* Br. J. Radiol. **71**, 517-527 (1998).

9. Caldwell, C.B.; Fishell, E.K.; Jong, R.A.; Weiser, W.J. and Yaffe, M.J. *Evaluation of Mammographic Image Quality: Pilot Study Comparing Five Methods* ARJ 159: 295-301 (1992).

10. Castellano, A.D.; Castellano, I. A. And Dance, D.R. *Objective assessment of phantom image quality in mammography: a feasibility study* Br. J. Radiol. **71**, 48-58 (1998).

11. Chevalier,M.; Lobato,R.; Morán,M. Y Pombar,M. *Control de Calidad en Mamografía: Guía Práctica .* Documentos Técnicos de Saúde Pública. Serie C. Nº2 Consellería de Sanidade e Sevicios Sociais. Santiago de Compostela (1995).

12. Chevalier, M. Y Morán, P. *Variabilidad entre maniquíes de calidad de imagen en mamografía* Radiología **38**, 633-639 (1996).

13. Chevalier,M.; Morán,P.; Pombar,M,; Lobato,R. And Vañó,E. *Breast dose measurements on large group of patients: results from a 4 year period.* Radiat. Prot. Dosim. **80**(1/3), 187-970 (1998).

14. Conway,B.J.; McCrohan, J.L.; Rueter, F.G. and Suleiman, O.H. *Mammography in the eighties* Radiology **177**, 335-339 (1990).

15. Conway,B.J.; Suleiman, O.H.; Rueter, F.G.; Antonse RG and Slayton RJ N*ational Survey of mammographic facilities in 1985, 1988 and 1992* Radiology **191**, 323-330 (1994).

16. Cowen, A. R.; Workman, A. And Price, J.S. *Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. .* Br. J. Radiol. **66**, 332-345 (1993).

17. Cowen, A. R.; Brettle, D.S.; Coleman, N.J. and Parkin, G.J.S. *A preliminary investigation of the imaging performance of photostimulable phosphor computed radiography using a new desing of mammographic quality control test object.* Br. J. Radiol. **65**, 528-535 (1992).

18. Conway,B.J.; Suleiman, O.H.; Rueter, F.G.; Antonsen,B.S. and Slayton,R.J. *National Survey of Mammography facilities in 1985, 1988 and 1992* Radiology **191**, 323-330 (1994).

19. Cranley, K. *Measuring the filtration of mammographic X-ray tubes with molybdenum targets.* Br. J. Radiol. **64**, 842-845 (1991).

20. Dance, D. R. *The Monte Carlo Calculation of integral radiation dose in xeromammography.* Phys. Med. Biol. **25**, 25-37 (1980).

21. Dance, D. R. *Monte Carlo Calculation of Conversion Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose.* Phys. Med. Biol. **35**, 1211-1219 (1990).

22. Dance, D. R. And Day G. *The computation of scatter in mammography by Monte Carlo methods.* Phys. Med. Biol. **29**, 237-247 (1984).

23. Dance, D. R. *The Monte Carlo Calculation of integral radiation dose in mammography.* Phys. Med. Biol. **25**, 25-37 (1981).

24. Dance, D. R., Persliden, J. and Carlson, A. *Calculation of dose and contrast for two mammographic grids.* Phys. Med. Biol. **37**, 235-248 (1992).

25. Desponds, L., Depeursinge, C, Grecescu, M, Hessle, C, Samiri, A, and Valley, J F. *Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography.* Phys. Med. Biol. **36**, 1165-1182 (1991).

26. DGPM (Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik), *Praxis der Weichstrahl-dosimetrie. DGMP-Bericht 5* (1986)

27. Eklund. G. W.; Cardenosa, G. And Parsons, W. *Assessing adequacy of mammography image quality.* Radiology **190**, 297-307 (1994).

28. Eklund. S., Thilander, A.,Leitz, W. And Mattsson, S. *The Impact of Anatomic Variations on Absorbed Radiation Doses in Mammography.* Radiat. Prot. Dosim. **49**(1/3), 167-170 (1993).

29. European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening. European Commission. EUR 14821, 1993.

30. European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening. European Commission. 2nd edition, June 1996.

31. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. European Commission. EUR 16260 EN (1996).

32. European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening. The Galician Programme for the Early Detection.Euref News November 1996.

33. European Protocol On Dosimetry in Mammography. European Commission. CEC-Report EUR 16263. 1996

34. Faulkner, K. And Law,J. *A comparison of mammographic phantoms.* Br. J. Radiol. **67**, 174-180 (1994).

35. Faulkner, K. And Law,J. *Methods of scoring mammographic phantoms films* Radiat. Prot. Dosim. **49**(1/3), 167-170 (1993).

36. Faulkner, K.; Law,J. And Robson,K.J. *Assesment of mean glandular dose in mammography* Br. J. Radiol. **68**, 877-881 (1995).

37. GIM (Groupe Interdisciplinaire a la Mammographie), *Recommendations du G.I.M. sur lässurance de qualité en mammography.* (1993)

38. Goodsitt, M. M.; Chan,H. And Liu,B. *Investigation of the line-pair pattern method for evaluating mammographic focal spot performance..* Med. Phys. **24(1)**, 11-15 (1997).

39. Hammarstein, R., Miller, D., White, D., Masterson, M. E., Woodard, H. and Laughlin, J. *Absorbed Radiation Dose in Mammography*. Radiology **130**, 485-495 (1979).

40. Haus, A. G., Gray, J.E. and Daly, R. R. *Evaluation of mammographic viewbox luminance, iluminance and color.* Med. Phys. **20**, 819-821 (1993).

41. Heggie JCP. *Survey of doses in screening mammography*. Australas Phys Eng Sci Med 1996;19:207-16.

42. Hendrick, R. E. *Standardization of image quality and radiation dose in mammography.* Radiology **174**, 648-654 (1990).

43. International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1987 *Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP* Publication 52 Ann ICRP **17** (4) (Pergamon Press, Oxford).

44. International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1991 *1990 Recommendations of the International Comission on Radiological Protection* Publication 60 Ann ICRP **21** (1-3) (Pergamon Press, Oxford).

45. ICRU. *Quanties and Units in Radiation Protection Dosimetry.* Report 51 (International Commision on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland) (1993).

46. ICRU. *Measurements of dose equivalents from external photon and electron radiations.* Report 47 (International Commision on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland) (1992).

47. ICRU. *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.* Report 44 (International Commision on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland) (1989).

48. IPSM: *Commissioning and Routine testing of Mammographic X-ray Systems.* The Institute of Physical Sciences in Medicine, York. Report No. 59 (1989).

49. IPSM: *Commissioning and Routine testing of Mammographic X-ray Systems-second edition.* The Institute of Physical Sciences in Medicine, York. Report No. 59 (2nd edition) (1994).

50. Kimme-Smith, C. *Effects of ambient light and wiew box luminance on the detection of calcifications in mammography.* Am. J. Roentgenol. **168**, 775-778 (1997).

51. Kimme-Smith, C.; Wang,J.; DeBruhl, N.; Basic,M. And Bassett,L.W. *Mammograms obtained with Rhodium vs Molybdenum anodes: contrast and dose diferences.* Am. J. Roentgenol. **162**, 1313-1317 (1994).

52. Kimme-Smith, C.; Bassett,L.W.; Gold,R.H. and Chow,S. *Inceased radiation dose at mammography due to prolonged exposure, delayed processing and increased film darkening* Radiology **178**, 387-391 (1991).

53. Kimme-Smith, C., Bassett, L W, Gold, R H, Zheutlin, J and Gornbein, J A *New mammogrphy screen/film combinations: imaging characteristics and radiation dose* Am. J. Roentgenol. **154**, 713-719 (1990).

54. Kimme-Smith, C., Sun, H., Bassett, L W and Gold. *Effects of poor control of film processors on mammography image quality* Radiogrphics **12**, 1137-1146 (1992).

55. Kimme-Smith, C., Bassett, L W, Gold, R H, Roe, D and Orr, J *Mammography dual-screen-dual-emulsion film combination: visibility of simulated microcalcifications and effect on image contrast..* Radiology **165**, 313-318 (1987b).

56. Kimme-Smith, C.; Bassett, L W; Gold, R H; Fox,S.A. and Solberg,T. *Testing mammography equipment: Evolution over a 4-years period* Med. Phys. **19(6)**, 1491-1495 (1992).

57. Klein, R., Aichinher, H., Dierket, J., Jansen, J.T.M., Joite-Barfub, S., Säbel, M., Schulz-Wendtland, R. and Zoetelief, J. *Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large group of patients.* Phys. Med. Biol. **42**(4) 651-671 (1997).

58. Kotre, C.J., *A linear modelling approach to atutomatic interpretaion of quality control measurements in mammography*. The British Journal of Radiology. **68**. 1067-73 (1995)

59. Kotre, C.J., *Measurements of the frecuency distribution of optical density in screening mammography*. The British journal of Radiology. **67**, 856-9 (1994).

60. Law, J., *Consistency of film optical density in mammographic screening programmes. The British Journal of Radiology*. **69**. 306-310 (1996)

61. Law, J., *A comparison of image quality on 28 mammography X-ray sets in the UK*. The British Journal of Radiology. **70**. 1131-1138 (1997)

62. Leitz,W. *Design criteria for and evaluation of phantoms employed for mammography* Radiat. Prot. Dosim. **49**(1/3), 147-152 (1993).

63. Maccia, C.; Renaud,R.; Castellano,S.; Schaffer,P.; Wahl,R.; Haehnel,P.; Dale,G. And Gairard,B. Quality control in mammography: an initiative in France. The British Journal of Radiology. .**67**. 371-383 (1994).

64. Morán, P.; Chevalier, M. And Vañó,E. Comparative study of dose values and image quality in mammography in the area of Madrid. The British Journal of Radiology. **67**. 553-563 (1994)

65. Morán, P.; Chevalier, M.; Contento,G. And Vañó,E. *Evaluation of the sensitivity of the Leeds TOR(MAX) mamographic phantom* Radiat. Prot. Dosim. **49**(1/3), 163-166 (1993).

66. Morán, P. Y Chevalier, M. *Variabilidad entre los maniquíes dosimétricos en mamografía: repercusión en los valores de dosis.* Radiología **39**, 269-274 (1997)

67. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) 1986 *Mammography-a user´s guide* Report 85 (NCRP Publications, 7910 Woodmont Avenue, Bethesa, MD 20814, USA)

68. NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry) *Dosimetric Aspets of Mammography,* Report 6 (1993)

69. NRPA (Nordic Radiation Protection Authorities) *Quality assurance in mammography- Quality control of performance and constancy. Report 1* (1990)

70. Nassivera, E. And Nardin,L. *Daily quality control programme in mammography*. The British Journal of Radiology. **69**. 148-152 (1996)

71. Nassivera, E. And Nardin,L. *Quality control programme in mammography: second level quality controls*. The British Journal of Radiology. **70**. 612-618 (1997)

72. Pombar,M.; Chevalier,M.; Morán,P.;Lobato,R. And Vañó,E. *Quality control in mammography: Results of the breast screening programme of Galicia* Medical & Biological Engineering & Computing **35(2)**, (1997)

73. Pombar,M.; Morán,P.; Chevalier,M.; Lobato,R. And Vañó,E. *Quality control in mammography: analysis of the results fromm a 4 year period* Radiat. Prot. Dosim. **80**(1/3), 81-84 (1998).

74. Pombar,M.; Lobato,R.; Morán,P y Chevalier,M. *Control de Calidad de Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama: Análisis de los resultados entre 1993 y 1997* Boletím SEFM, 7-1998

75. SEFM/SEPR (Sociedad Española de Física Médica-Sociedad Española de Protección Radiológica). Protocolo Español sobre los Aspectos Técnicos del Control de Calidad en Radiodiagnóstico. 1993 (rev. 1996).

76. WHO *Quality Assurance in Diagnostic Radiology.* World Health Organization, Geneve, 1982.

77. Wu, X., Barnes, GT. and Tucker, DM. *Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography.* Radiology **179**, 143-148 (1991).

78. Wu, X., Gingold, EL.,Barnes, GT. and Tucker, DM. *Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography .* Radiology **193**, 83-89 (1994).

79. Young KC, Ramsdale ML, Horton PW. *Review of mammography equipment and its performance.* Sheffield: NHS Breast Screening Programme, 1992 (NHSBSP Publication No 24).

80. Young KC, Ramsdale ML, Rust A. *Mammography dose and image quality in the UK breast screening programme..* Sheffield: NHS Breast Screening Programme, 1995 (NHSBSP Publication No 35).

81. Young,K.C.; Wallis,M.G. and Ramsdale,M.L. *Mammographic film density and detection of small breast cancers* Clinical radiology **49**, 461-465 (1994)

82. Young KC, Ramsdale ML, Rust A. *National Survey of Mammography Image Quality and Dose in the UK Breast Screening Programme..* Sheffield: NHS Breast Screening Programme, 1998 (NHSBSP Publication No 38).

83. Young KC and Burch A. *Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 1997 and 1998.* Br. J. Radiol. **73**, 278-287 (2000).

PRÁCTICA I

CONTROL DE CALIDAD DE LA PROCESADORA

El control de la actividad del procesado (revelado) es un factor importante en el mantenimiento de una buena calidad radiográfica con una dosis de radiación mínima.

El esfuerzo requerido para establecer y mantener un sistema de control de calidad de rutina se verá recompensado por un rendimiento más coherente de la reveladora, una calidad constante en el trabajo y la mayor economía consiguiente en materiales y mano de obra.

OBJETIVO DE LA PRÁCTICA:

El objetivo de la práctica es formar a los técnicos para que ellos mismos puedan realizar el control de calidad rutinario del procesado que consiste en:

1.- Control de calidad de referencia.

2.- Control de calidad diario.

1. CONTROL DE CALIDAD DE REFERENCIA

1.1- Se enciende la reveladora y se espera a que alcance la temperatura óptima (34º o la especificada por el fabricante)

1.2- Se pasa una placa de limpieza con el objeto de eliminar cualquier tipo de residuo.

1.3- Se selecciona el verde en el sensitómetro y se expone una placa con la emulsión hacia abajo (cara mate), se revela en la procesadora.

1.4- Se recoge la película, se miden las densidades ópticas de los 21 pasos y se anotan en la tabla I.

1.5- Se anota en la Gráfica el valor de la densidad óptica correspondiente al paso nº 1 que nos indica el velo total de la película.

1.6- Se busca el paso cuya densidad óptica sea más próxima a 1+velo, anotándolo en la tabla II. Dicho valor de densidad óptica nos indica el Índice de Velocidad de la película.

1.7- Procedemos de la misma forma que en el punto anterior pero esta vez para el valor 2+velo. La diferencia entre este y el Índice de Velocidad nos indica el Índice de Contraste de la película. Anotamos en la Tabla II dicha diferencia y los correspondientes pasos.

1.8- Se marcan en la Gráfica los límites tolerables (con una línea roja) de los tres parámetros medidos.

- Para el velo total: ≤ 0.20 DO
- Para el Índice de Velocidad: ± 10% del valor de referencia.
- Para el Índice de Contraste: ± 10% del valor de referencia.

2. - CONTROL DE CALIDAD DIARIO.

2.1- Seguimos los puntos del apartado anterior (1.1 a 1.3), medimos los pasos correspondientes a Velo, Índice de Velocidad e Índice de Contraste y los anotamos en la tabla II .

2.2- Se representan dichos valores en la Gráfica.

2.3- Se realiza este control diariamente uniendo los puntos resultantes con una línea.

Si algún valor sale fuera de los límites de tolerancia, en el ANEXO se sugiere la causa más probable así como la acción correctiva correspondiente.

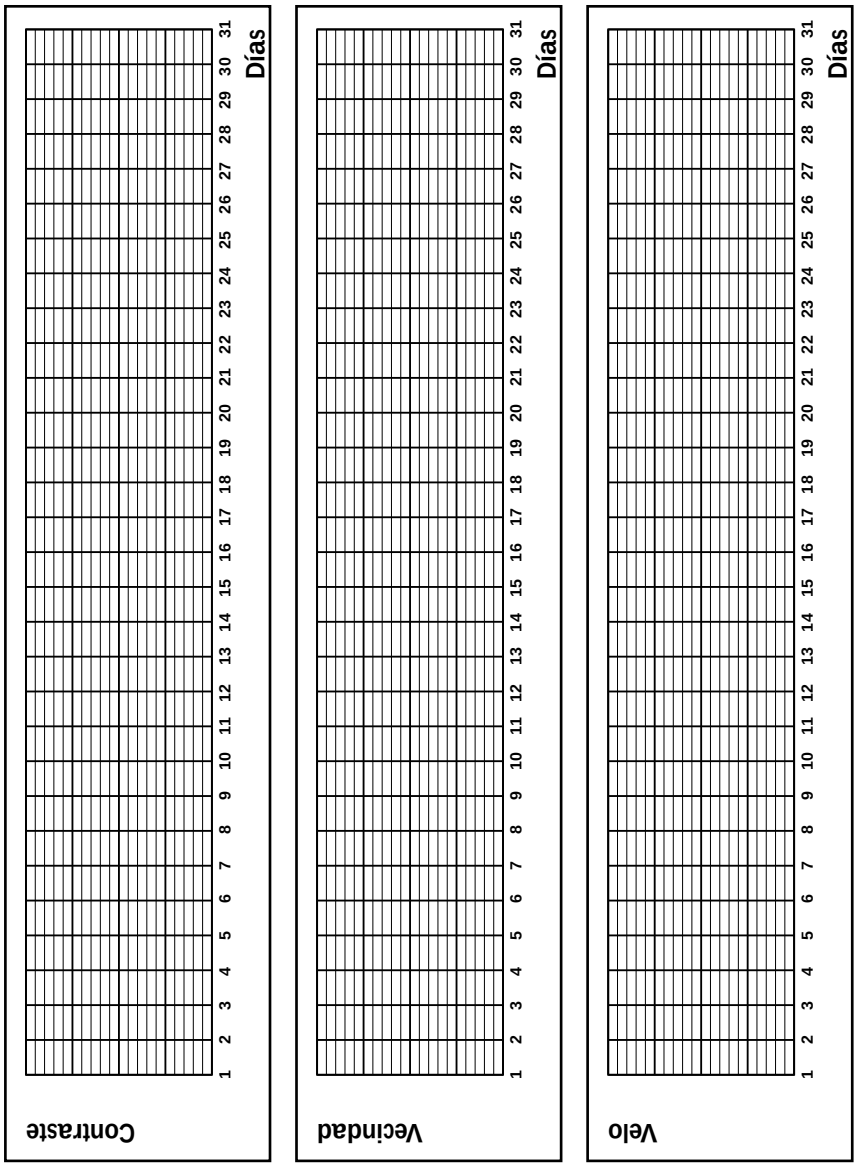


TABLA I

TABLA I

pasos	Densidades				
Fecha					
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
Gradiente					

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

Fecha:	
Pasos	Densidades

ANEXO

CAUSAS MÁS PROBABLES Y ACCIONES CORRECTIVAS EN CASO DE VALORES FUERA DE LOS LÍMITES DE TOLERANCIA EN EL CONTROL DE CALIDAD DE LA REVELADORA

Las siguientes tablas identifican las causas fundamentales del indeseable aumento o disminución de la velocidad, contraste o velo de la película y su efectiva corrección.

1. AUMENTO REPENTINO DE LOS ÍNDICES DE VELOCIDAD Y CONTRASTE.

Causa: Velocidad lenta de transporte de la procesadora.

Acción Correctiva: Comprobar la velocidad de transporte de la procesadora y corregirla si fuera necesario.

Causa: Alta temperatura del revelador*

Acción Correctiva: - Comprobar que la temperatura del agua en el tanque de lavado no es demasiado alta –debe ser 3 ºC inferior a la temperatura de trabajo del revelador.

- Ajustar la temperatura del agua si fuera necesario y esperar a que descienda la del revelador.

- Si la temperatura del agua es correcta pero la del revelador es alta, ajustar el control de la temperatura del revelador y esperar a que esta descienda.

2. Disminución repentina de los índices de velocidad y contraste.

Causa: Velocidad excesiva de transporte de la procesadora.

Acción Correctiva: Comprobar la velocidad de transporte de la procesadora y corregirla si fuera necesario.

Causa: Baja temperatura del revelador*

Acción Correctiva: -Comprobar que la temperatura del agua en el tanque de lavado no es demasiado baja –debe ser 3 ºC inferior a la temperatura de trabajo del revelador.

- Ajustar la temperatura del agua si fuera necesario y esperar a que aumente la del revelador.

- Si la temperatura del agua es correcta pero la del revelador es baja, ajustar el control de la temperatura del revelador y esperar a que esta se eleve.

*Se supone que es un aumento de la temperatura de unos 2 ºC. Un aumento mucho mayor conduce a tal aumento del velo que provoca una neta reducción en el contraste.

Causa: Regeneración insuficiente**.**

Acción Correctiva: Comprobar que la recirculación funciona; de no ser así, consulte con su servicio técnico.

3. Aumento rápido del índice de velocidad y el velo mientras que el índice de contraste disminuye.

Causa: Revelador contaminado con fijador.

Acción Correctiva: Cambiar la solución del revelador y buscar la causa de la contaminación. Corregir la causa.

Causa: Luces de seguridad defectuosas.

Acción Correctiva: - Apagamos todas las luces de seguridad y procesamos otra tira de control. Si la nueva tira aparece todavía velada, las luces de seguridad no son la causa.

- Si las luces de seguridad son defectuosas:

  - 1º Comprobar los filtros.
  - 2º Asegurarse de que está instalada una lámpara de voltaje adecuado.
  - 3º Verificar que las luces de seguridad están a la distancia correcta de la mesa de trabajo.

Causa: Tiras de control veladas (sin que existan cambios en la densidad de las radiografías)

Acción Correctiva: Procesar una tira de control adicional. Si la nueva tira está velada, sustituir la caja de películas por una nueva.

PRÁCTICA II

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN Y DOSIS

OBJETIVO DE LA PRÁCTICA:

Con esta práctica se pretende que los técnicos adquieran el adiestramiento suficiente para:

1. Llevar a cabo los controles periódicos de calidad de imagen y constancia de la dosis.

2. Anotar correctamente los datos necesarios para el cálculo de los valores clínicos de dosis.

MATERIAL:

- Equipo de rayos X y procesadora.
- Chasis y caja de películas dedicadas al control de calidad.
- Maniquí de mamografía (TOR MAX o MAS).
- Sensitómetro.
- Densitómetro.
- Lámina de plomo.
- Regla
- Hojas de datos 1 y 2.

REALIZACIÓN DE LA PRÁCTICA.

A- Calidad de imagen

1.- Cogemos el chasis destinado a control de calidad y en el cuarto oscuro imprimimos con el sensitómetro una tira sensitométrica en una placa, la ponemos en el chasis de modo que la tira coincida en la zona de la ventana de fichar el nombre. De esta forma la tira que acabamos de imprimir quedará protegida por la lámina de plomo cuando realicemos el disparo.

2.- Colocamos el chasis en el portachasis.

3.- Seleccionamos en el equipo:

- Foco grueso
- 28 Kv
- CAE
- Control de densidad óptica en la posición central
- Rejilla

4.- Utilizaremos 3.5 cm de perpex (metacrilato) + placa de test. Escogemos las placas de metacrilato 1,2,3 y 6 y las colocamos de manera que la 1 (placa con agujero y plomo circular) queda colocada abajo y todas las otras (2, 3 y 6) encima de esta. Fijamos los tornillos en los agujeros correspondientes.

5.- Colocamos ahora la placa negra (placa de test) sobre las otras. La placa negra se colocará con la banda azul hacia arriba.

6.- Colocamos el maniquí sobre el tablero del bucky haciendo que el borde recto coincida con el borde del tablero, en la pared del tórax.

7.- Ponemos la lámina de plomo en el tablero de modo que cubra la parte del chasis que deja libre el maniquí

8.- Situamos el detector (cámara) del control automático de exposición en la posición más próxima a la pared del tórax

9.- Colocamos el compresor en contacto con el maniquí

10.- Realizamos un disparo. Anotamos en la hoja de datos los resultados.

11.- Seguimos los pasos habituales para leer la placa.

B- Compensación con el Espesor

1.- Cogemos el chasis destinado a control de calidad y en el cuarto oscuro imprimimos con el sensitómetro una tira sensitométrica en una placa, la ponemos en el chasis de modo que la tira coincida en la zona de la ventana de fichar el nombre.

2.- Colocamos el maniquí de 2 cm. De perpex (metacrilato). Placas 1, 2 de 1 cm.

3.- Ponemos la lámina de plomo en el tablero de modo que cubra la parte del chasis que deja libre el maniquí.

4.- Realizamos una exposición con el Kv y C.D. en Condiciones Clínicas.

5.- Anotamos los mAs que indica el equipo y leemos la Densidad Óptica (D.O.) del punto de referencia (6 cm desde la pared del tórax).

6.- Repetimos todo el proceso con el maniquí de 4.5 cm de perpex, (placas 1, 2, 3 y 4 de 1 cm y la placa 6 de 0.5 cm.) y con el maniquí de 6 cm de perpex(placas 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7)

kV: _____ **C.D.** _____

Espesor (cm.)	mAs	D.O.
2 cm		
4.5 cm		
6 cm.		

HOJA DE DATOS

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN / COMPENSACION CON ESPESOR / DOSIS

UNIDAD Nº: _____ FECHA:_____ /_____ / 20__

Cartulina-Película: Chasis nº: (El de Control de Calidad)

Procesadora: Temp. revelador: Nº Maniquí:

Posición de la cámara del exposímetro hacia la pared del tórax

1.- TEST DE IMAGEN

1.1.- Condiciones de referencia

Geometría:	Exposición:
Maniquí: 3.5 cm de perpex + placa de test (placas 1, 2, 3, 6)	CD = 0 kV=28
Imagen 1:_____ mAs	Imagen 2:_____ mAs

1.2.- Condiciones clínicas

Geometría:	Exposición:
Maniquí: 3.5 cm de perpex + placa de test (placas 1, 2, 3, 6)	CD: kV=
Imagen 1:_____ mAs	Imagen 2:_____ mAs

2.- COMPENSACIÓN CON EL ESPESOR DEL OBJETO / REPRODUCIBILIDAD
Utilizar Condiciones Clínicas (punto 1.2.)

kV: **C.D.**

Espesor (cm.)	mAs	DO
2.0 cm (placas 1, 2)		
4.5 cm (placas 1,2,3,4,6)		
6.0 cm (placas 1,2,3,4,5,6,7)		

Nota: Se deberán cubrir todos los datos

RECOGIDA DE DATOS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS A PACIENTES

1.- Calibración del medidor del espesor de la mama del equipo mamográfico.

Antes de la recogida de datos colocaremos en el tablero un material que simule una mama promedio (espuma, toallas, etc.…). Comprimiremos de igual modo que en las exploraciones y anotaremos la lectura del indicador de espesor del mamógrafo y lo compararemos con la medida de una regla (con escala en milímetros), colocada e 6 cm. del borde del tablero en la pared del tórax.

2.- Para cada paciente anotaremos la edad y los datos de todas las proyecciones en cada mama.

En los equipos que dispongan de distintos tipos de material de ánodo y filtro, registraremos todos estos datos.

3.- Anotaremos también las exploraciones repetidas, indicando que es la misma paciente (tendrá el mismo nº de registro).

4.- En el caso de mamas muy grandes, cuando se realiza más de una imagen por proyección, también se recogerán los datos, indicando que son la misma paciente (tendrá el mismo nº de registro).

UNIDAD Nº____:

HOJA DE RECOGIDA DE DATOS
DOSIS A PACIENTES

Nº Registro:

Edad:		**Fecha:**			
MAMA	**Proyección**	**Espesor de la mama**	**Posición del C.D.**	**Kv**	**mAs**
DCHA					
IZDA					

Nº Registro:

Edad:		**Fecha:**			
MAMA	**Proyección**	**Espesor de la mama**	**Posición del C.D.**	**Kv**	**mAs**
DCHA					
IZDA					

Nº Registro:

Edad:		**Fecha:**			
MAMA	**Proyección**	**Espesor de la mama**	**Posición del C.D.**	**Kv**	**mAs**
DCHA					
IZDA					