

EVALUACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR PROMEDIO EN MAMOGRAFÍA: UNA COMPARACIÓN DE LA DOSIS MEDIDA CON LA DOSIS ESTIMADA

(Evaluation of mean glandular dose on mammography: a comparison of the measured dose with calculated dose)

Manuel A. Villarreal Uzcategui^{1,2}, José A. Briceño Polacre²

1. Universidad de Los Andes, Núcleo Universitario Rafael Rangel, Centro Regional de Investigación en Ciencias, su Enseñanza y Filosofía (CRINCEF-ULA), Pampanito Código Postal 3152, Trujillo-Venezuela

2. Centro Diagnóstico Las Acacias, Servicio de Radiología, Valera Código Postal 3101, Trujillo-Venezuela

mavu@ula.ve

RESUMEN

Se ha realizado la evaluación de la dosis glandular promedio (DGP) en mamografía mediante la comparación de la dosis medida en el equipo y la dosis calculada a través de dos modelos numéricos. Se utilizó un mamógrafo Lylum, con tensión del tubo en el rango de 20,0 a 35,0 KV con incrementos de 0,5 KV; carga del tubo en el rango de 1 a 640 mAs y una combinación ánodo-filtro de Mo-Mo. Se registraron durante tres meses, datos de 105 exploraciones en mujeres con edades comprendidas entre los 35 y 64 años, con proyección cráneo-caudal en ambas mamas. El espesor de mama comprimida resultó en el rango de 2,5 a 6,6 cm ($\pm 0,1$ cm). Los rangos de DGP por proyección cráneo-caudal calculados, se encuentran de 0,19 a 0,25 mGy para un espesor de 2,5 cm y de 0,93 a 1,21 para un espesor de 6,6 cm, los cuales comparados con los valores medidos en el equipo, 0,39 y 1,23 mGy, son cercanos cuando el espesor de mama comprimida es alto. Todos los valores medios de DGP se hallan en su totalidad por debajo del valor de referencia de 3,0 mGy, establecido por el Colegio Americano de Radiología.

PALABRAS CLAVE: Mamografía, Dosis Glandular Promedio, Dosis de Radiación Estimada.

ABSTRACT

The evaluation of mean glandular dose (MGD) in mammography has been done by comparing the measured dose in the equipment and the dose calculated through two numeric models. A Lylum mammogram was used, with tube voltage of 20-35 kV with increments of 0.5 kV; tube current of 1-640 mAs and anode-filter combinations Mo/Mo. Data from 105 scans were recorded over three months in women aged between 35 and 64 years, with a cranio-caudal projection in both breasts. The compressed breast thickness resulted in the range of 2.5 to 6.6 cm (± 0.1 cm). The computed cranio-caudal projection MGD ranges from 0.19 to 0.25 mGy for a thickness of 2.5 cm and from 0.93 to 1.21 for a thickness of 6.6 cm, which compared with the values measured in the

equipment , 0.39 and 1.23 mGy are close for high compressed breast thicknesses. All MGD average values are in their entirety below the reference value of 3.0 mGy, established by the American College of Radiology.

KEYWORDS: Mammography, Mean Glandular Dose, Estimated Radiation Dose.

INTRODUCCIÓN

La mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la arquitectura de la mama. Ésta se compone de tres tipos de tejidos: adiposo, fibro-conectivo y glandular; distribuidos dentro de la mama sin seguir un patrón fijo, variando de mujer a mujer así como con la edad. A esto hay que añadir la diferencia de espesor de la mama entre la parte correspondiente al pezón y la contigua al tórax (Control de Calidad en Mamografía, 2006). Aunque los factores descritos en la radiografía convencional también son aplicados a la mamografía, existen algunos parámetros que difieren, debido al tejido implicado en este caso, esencia de la imagen (Ramos y Villarreal, 2008). La dosis glandular promedio (DGP) es el parámetro que describe la dosis absorbida en la mama (dosis-órgano).

Desde la primera década del siglo XXI ha comenzado a generalizarse el uso de equipos de mamografía que disponen de pistas anódicas de diferentes materiales (Molibdeno, Rodio), así como de filtros de diferentes materiales (Molibdeno, Rodio). Gran parte de estos equipos disponen también de programas automáticos que seleccionan los parámetros de la técnica radiográfica, según se desee dar prioridad a la reducción de dosis, a la calidad de la imagen o un compromiso entre ambas. El control de exposición al haz puede seleccionar la combinación ánodo-filtro que proporcione el espectro más adecuado, en función de las características de la mama a radiografiar y de las exigencias de calidad de imagen impuestas por el operador del equipo (Rivas et al., 2003).

Una manera de estimar la dosis efectiva en radiología, es tener un conocimiento previo de las cantidades operacionales medibles, definidas a lo largo del tiempo en cada práctica radiológica (Ramos y Villarreal, 2013). Estas cantidades son muy útiles inicialmente para optimizar los procedimientos en cada práctica. Además, estas cantidades son representativas de la dosis entregada al paciente y pueden usarse para estimar la dosis efectiva mediante factores de conversión específicos a través de la ecuación (Verdum et al., 2008):

$$E = C_0 F_c \quad (1)$$

donde: E , es la dosis efectiva, C_0 la cantidad operacional y, F_c el factor de conversión.

Existe un conjunto de factores de conversión para estimar la dosis-órgano, mediante estas cantidades operacionales. Las metodologías para definir un paciente estándar y las formas de evaluar la dosis-órgano, han evolucionado desde el uso de fantasmas equivalentes de tejido del cuerpo que contiene los órganos, en el que los dosímetros pueden ser insertados y puedan aplicarse simulaciones tipo Monte Carlo. Cabe señalar que el uso de fantasmas con anatomía similar a la del paciente produce una dosis

efectiva, no para un dado paciente, sino para un fantoma cuya anatomía es representativa de un paciente “general”. En el futuro, ésta podría mejorar con el uso de los datos obtenidos en el paciente mismo, a pesar de las incertidumbres con respecto a los factores de conversión, que tengan en cuenta la radiosensibilidad de cada órgano, se mantengan altas.

Cuando se realiza la estimación del Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE) en mama es necesario conocer el rendimiento del equipo al KV utilizado. Para la DGP se necesita además conocer el espesor hemirreductor (EHR) del haz de radiación utilizado. Para un rango de espesores de mama, de proporción de tejido glandular y adiposo variable, el equipo de mamografía puede seleccionar diferentes valores de tensión del tubo, así como diferentes combinaciones ánodo-filtro. Esto significa que habría que medir el rendimiento y el EHR para todo el rango útil de KV en todas las combinaciones ánodo-filtro posible.

Por lo anterior, es difícil medir directamente la DGP en los sistemas de mamografía, pero es posible calcularla si se conocen los factores de conversión y el kerma en aire incidente, que es el procedimiento habitual incluido en los protocolos de muchos países. Actualmente algunos sistemas de mamografía como el Diamond (General Electric) y el Lylum (Metaltronics), permiten medir la dosis glandular promedio y visualizar la data expresada en mGy.

Con el fin de evaluar la dosis glandular promedio en el Servicio de Radiología del Centro de Diagnóstico Las Acacias, se presenta una comparación de la dosis medida en forma directa en el equipo de mamografía con la dosis calculada mediante dos modelos numéricos propuestos en la literatura (Rivas et al., 2003; Matsumoto et al., 2003; Ramos y Villarreal, 2009).

En el primer modelo (Matsumoto et al., 2003; Ramos y Villarreal, 2009) los autores proponen para estimar la DGP la ecuación siguiente:

$$DGP(mGy) = mAs X_{mAs} D_{gN} SSD_{fc} \quad (2)$$

donde: mAs , es la carga del tubo; X_{mAs} , la exposición expresada en mR/mAs , la cual depende de la energía efectiva E_{ef} , que a su vez depende de la tensión del tubo kV ; D_{gN} , el factor de conversión de la DGP que depende de la energía efectiva; y SSD_{fc} , el factor de compensación distancia fuente-mama, el cual viene dado por la ecuación:

$$SSD_{fc} = \left\{ \frac{64}{(64 - EMC)} \right\}^2$$

siendo: 64 la distancia foco-tablero y EMC el espesor de mama comprimida en cm.

Matsumoto et al. (2003), también proponen las ecuaciones para el cálculo de la DGP para combinaciones diferentes de ánodo-filtro, como lo son: Mo-Mo, Mo-Rh y Rh-Rh.

En el segundo modelo (Rivas et al., 2003) los autores realizan estimaciones en mamografía (Kerma en Aire en la Superficie de Entrada, KASE; Dosis en la Superficie de Entrada, DSE; y Dosis Glandular Promedio, DGP) aplicando las ecuaciones paramétricas establecidas por Robson (Robson, 2001) junto a las tablas de Dance (Dance et al., 2000), que tienen en cuenta el porcentaje de granularidad de las mamas y

la combinación ánodo-filtro. La ecuación que proponen estos autores para estimar la DGP es:

$$DGP(mGy) = KASE \, g \, s \, c \quad (3)$$

donde: g , depende del espesor hemirreductor y del espesor de la mama; s , es función de la combinación ánodo-filtro; y c da cuenta del porcentaje de glandularidad de la mama y depende de su espesor, del EHR y del grupo de edad al que pertenezca la paciente (40-49 o 50-64 años).

El kerma en aire en la superficie de entrada viene dado por la ecuación:

$$KASE (mGy) = \frac{R (mGy \, m^2 / mAs) \, C(mAs)}{DFPa^2(m^2)}$$

donde: R , es el rendimiento a 1 metro correspondiente a la combinación ánodo-filtro utilizada, C , la carga del tubo aplicada y $DFPa$, la distancia desde el foco a la entrada de la mama.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un mamógrafo Lylum (Metaltronic), equipado con un tubo de rayos-X de Mo con filtros externos de 30 μm para Mo y 25 μm para Rh, con tensión del tubo en el rango de 20,0 a 35,0 KV con incrementos de 0,5 KV; carga del tubo en el rango de 1 a 640 mAs. Las combinaciones disponibles ánodo-filtro son Mo-Mo y Mo-Rh. El equipo tiene una distancia foco-tablero de 65,0 cm, una razón de rejilla de 5:1 con una densidad de 36 líneas/cm, y optimización automática de los parámetros. El equipo cuenta un total de 16 combinaciones película/pantalla, tres de estas combinaciones están dedicadas al uso de placas CR. Durante la calibración el operador elige la densidad óptica deseada.

Actualmente, el mamógrafo utiliza placas CR de 18 x 24 cm. Las placas son llevadas al escaneador para ser procesadas bajo el formato digital y, una vez digitalizadas son guardadas en archivos electrónicos para ser analizadas posteriormente. El mamógrafo utiliza el control automático de exposición (CAE), seleccionando automáticamente la tensión del tubo en función del espesor de la mama. Recientemente, fueron evaluados los siguientes parámetros:

1. Colimación del campo de rayos X: en esta prueba se evaluó el tamaño del campo de radiación con respecto al esperado, usando la coincidencia del campo de luz con el campo de rayos X.
2. Medición de la resolución: se realizó con un maniquí de acreditación (4,5 cm de espesor, 50% tejido adiposo/ 50% tejido glandular).
3. Tamaño del punto, relacionado con la nitidez de la imagen. Para determinar el tamaño se utilizaron patrones de estrella de 0.5, 1.0 y 1.5 grados.
4. Determinación de la precisión de la diferencia de potencial o kV: se siguió el procedimiento recomendado por el fabricante del medidor de kV.
5. Reproducibilidad del CAE, para evaluarla se utilizaron láminas de tejido equivalente (BR12).

6. Exposición, que debería ser reproducible para cualquier selección de kV y mAs de exposición en el mamógrafo.
7. Medida de la capa hemirreductora (CHR), que se tomó como una medida de la calidad del haz de rayos X.
8. Exposición de entrada a la mama: para medirla se utilizó el maniquí de acreditación y una cámara de ionización CAPINTEC modelo PS-033, calibrada según patrón secundario.

Para el cálculo de la DGP mediante los modelos numéricos, los parámetros físicos: tensión del tubo (kV), carga del tubo (mAs) y espesor de mama comprimida (EMC), son tomados del equipo e introducidos manualmente en las hojas de cálculo (EXCEL).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se registraron durante tres meses (septiembre-noviembre, 2019), datos de 105 exploraciones en mujeres con edades comprendidas entre los 35 y 64 años, con proyección cráneo-caudal en ambas mamas. El espesor de mama comprimida se estableció en el rango de 2,5 a 6,6 cm ($\pm 0,1$ cm). En la figura 1 se muestra el gráfico del número de exploraciones en función de la edad del paciente, observándose que el mayor número de exploraciones se encuentra en el rango de 43 a 54 años.

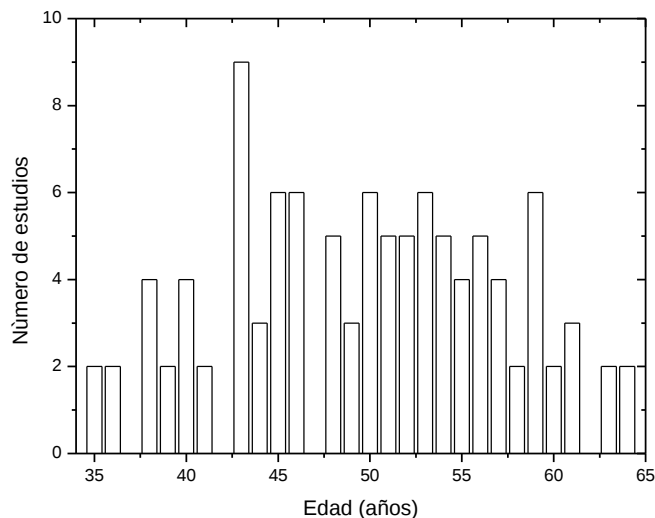


Figura 1. Número de estudios en función de la edad del paciente.

En la figura 2 se presenta el gráfico del número de exploraciones en función del espesor de mama comprimida, observándose que el mayor número de exploraciones se encuentra en el rango de 4,4 a 5,3 cm de espesor. Este rango de estudio es cercano al maniquí de acreditación considerado por el ACR (4,5 cm de espesor 50% tejido adiposo/ 50% tejido glandular).

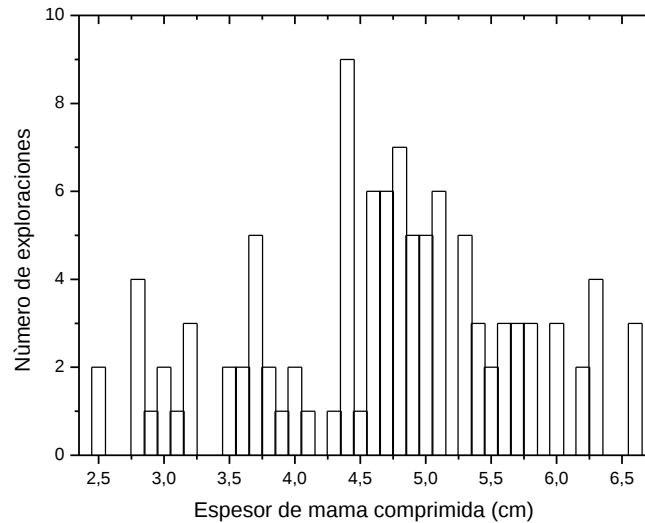


Figura 2. Número de exploraciones en función del espesor de mama comprimida.

En la Tabla 1 se muestran los valores medios de tensión, carga del tubo, dosis glandular promedio y las diferencias entre la DGP medida y calculada para los diferentes valores de espesor de mama comprimida. La DGP calculada por el modelo de Matsumoto *et al* [6] se denota como DGP_1 y la calculada por el modelo de Rivas *et al* [3] se denota como DGP_2 , mientras que la DGP medida se denota como DGP_m . Se observa cómo hasta un EMC de 4,6 cm la DGP calculada por el modelo 1 es menor que la calculada por el modelo 2, ocurriendo lo contrario después de este valor de EMC. Sin embargo, los valores de DGP calculados por estos modelos son muy cercanos.

El Colegio Americano de Radiología [10] establece un valor de referencia de 3,0 mGy para la DGP por proyección cráneo-caudal, mientras que la Comunidad Europea [11] establece un nivel de referencia en 10 mGy para la dosis en la superficie de entrada. En la Tabla 1, se observa que todos los valores medios calculados y medidos de la DGP se encuentran por debajo del valor de referencia establecido por el ACR.

Por otra parte, las diferencias entre los valores de DGP medido y calculado se comportan de forma opuesta, esto es, son mayores en el modelo 1 que en el modelo 2 hasta un EMC de 4,6 cm, y ocurre lo contrario después de este valor. También se observa como las diferencias más pequeñas en el modelo 1 suceden a EMC altos ($\geq 6,0$ cm), mientras que las diferencias más pequeñas en el modelo 2 se dan a EMC bajos ($\leq 3,8$ cm).

Tabla 1. Valores medios de tensión, carga del tubo, dosis glandular promedio y diferencias entre la DGP medida y calculada para los diferentes valores de EMC.

EMC (cm)	kV	mAs	DGP ₁ (mGy)	DGP ₂ (mGy)	DGP _m (mGy)	Δ DGP ₁ (mGy)	Δ DGP ₂ (mGy)
2,5	27,5	10,6	0,19	0,25	0,39	0,20	0,14
2,8	27,5	11,2	0,20	0,24	0,38	0,18	0,14
2,9	27,5	12,8	0,23	0,27	0,43	0,20	0,16
3,0	27,5	14,8	0,27	0,34	0,46	0,19	0,12
3,1	27,5	11,9	0,22	0,24	0,39	0,17	0,15
3,2	27,5	11,2	0,20	0,22	0,39	0,19	0,17
3,5	27,5	13,8	0,25	0,27	0,43	0,18	0,16
3,6	27,6	17,6	0,33	0,37	0,54	0,21	0,17
3,7	27,7	15,5	0,29	0,36	0,52	0,23	0,17
3,8	27,5	12,8	0,24	0,27	0,39	0,15	0,12
3,9	27,5	20,0	0,37	0,40	0,60	0,23	0,20
4,0	28,0	20,7	0,42	0,45	0,63	0,21	0,18
4,1	27,5	19,7	0,37	0,39	0,57	0,20	0,18
4,3	28,0	19,6	0,40	0,42	0,58	0,18	0,16
4,4	27,9	20,7	0,42	0,40	0,62	0,20	0,22
4,5	28,0	20,2	0,41	0,42	0,62	0,21	0,20
4,6	28,0	21,4	0,44	0,45	0,63	0,19	0,18
4,7	28,1	22,3	0,47	0,46	0,65	0,18	0,19
4,8	28,0	21,9	0,45	0,44	0,61	0,16	0,17
4,9	28,2	25,0	0,53	0,49	0,74	0,21	0,25
5,0	28,2	25,2	0,54	0,50	0,75	0,21	0,25
5,1	28,3	26,2	0,57	0,52	0,79	0,22	0,27
5,3	28,3	25,6	0,56	0,50	0,74	0,18	0,24
5,4	28,3	29,4	0,65	0,56	0,82	0,17	0,26
5,5	28,5	29,9	0,68	0,59	0,85	0,17	0,26
5,6	28,7	36,7	0,86	0,71	1,02	0,16	0,31
5,7	28,6	33,5	0,78	0,65	0,99	0,21	0,34
5,8	28,5	33,2	0,76	0,63	0,93	0,17	0,30
6,0	28,7	37,1	0,89	0,73	0,99	0,10	0,26
6,2	28,9	42,1	1,04	0,80	1,15	0,11	0,35
6,3	28,9	46,7	1,16	0,87	1,21	0,05	0,34
6,6	29,1	46,8	1,21	0,93	1,23	0,02	0,30

Cabe señalar aquí algunas limitantes que presentan los modelos numéricos. La primera, el factor de conversión de dado por el ACR es para una mama de 4,5 cm de espesor, aproximadamente el 60% del número de exploraciones en función del EMC se encuentra cerca de este valor, por lo que se considera que el error es bajo. La segunda, la composición en el factor de conversión es 50%/50%, este problema existe en términos de la razón tejido adiposo/tejido glandular que depende de la edad. Esta restricción en los modelos fue considerada al no incluir pacientes mayores de 64 años en los cálculos. También existe una diferencia entre los modelos al momento de estimar la DGP, el primer modelo no considera la edad del usuario mientras que el segundo si lo hace.

Finalmente, es interesante observar como el coeficiente de variación entre los modelos 1 y 2 es bajo (2-8%) en el rango de 4,0 a 5,0 cm de EMC, donde se encuentra el mayor número de exploraciones consideradas en este estudio (Figura 2) y el cual es cercano al maniquí de acreditación establecido por el ACR.

En la figura 3 se muestra el grafico de la DGP calculada (DGP_1 y DGP_2) en función de la carga del tubo (mAs). Se observa como a valores bajos de la carga del tubo (≤ 25 mAs) las dosis calculadas casi se superponen entre sí, esto es, los valores calculados por los modelos 1 y 2 son muy cercanos. Por otra parte, la DGP en los dos modelos se incrementa de forma lineal a medida que aumenta el mAs, comprobándose lo establecido en las ecuaciones (2) y (3), la DGP es directamente proporcional a la carga del tubo (mAs).

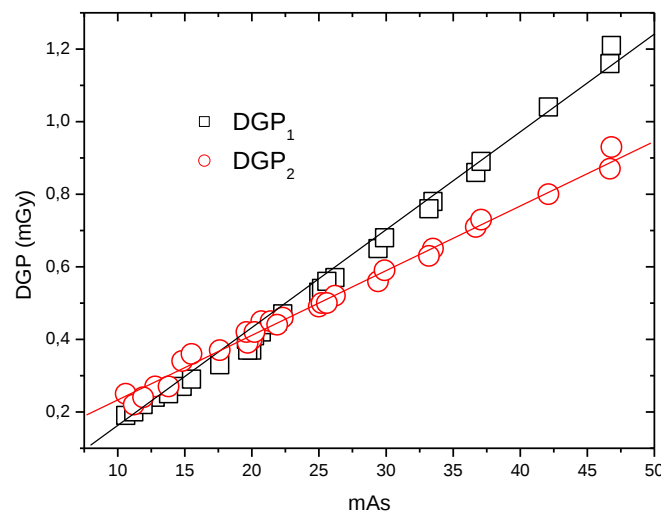


Figura 3. DGP en función de la carga del tubo.

CONCLUSIONES

Se realizó una evaluación de la dosis glandular promedio en mamografía mediante la comparación de la dosis medida en el equipo de mamografía y la dosis calculada a través de dos modelos numéricos. Los rangos de DGP por proyección cráneo-caudal calculados, se encuentran de 0,19 a 0,25 mGy para un espesor de 2,5 cm y de 0,93 a 1,21 para un espesor de 6,6 cm, que comparados con los valores medidos en el equipo, 0,39 y 1,23 mGy, son cercanos para espesores de mama comprimida altos. Se comprobó la dependencia lineal de la DGP con la carga del tubo (mAs) en los modelos numéricos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren expresar su agradecimiento al personal Técnico del Servicio de Radiología del Centro Diagnostico Las Acacias (José G. Barrios y José G. Pimentel), por la toma de los datos reportados en este trabajo.

REFERENCIAS

1. IAEA-TECDOC-1517, Control de Calidad en Mamografía. Editado por OIEA. Viena 2006.
2. Ramos O, Villarreal M. Factores que afectan la dosis en Mamografía. Radiobiología 2008; 8: 190-193.
3. Rivas M, *et al.* Estimación de dosis en radiografía de mama. Revista Física Médica 2003; 4: 95-100.
4. Ramos O, Villarreal M. Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico. Revista Chilena de Radiología 2013; 19(1): 5-11.
5. Verdum F, Bochud F, Gudinchet F, Aroua A, Schnyder P, Meuli R. Quality Initiatives, Radiation Risk. RadioGraphics 2008; 28: 1807-1816.
6. Matsumoto M, *et al.* Real-time estimation system for mean glandular dose in Mammography. Radiation Medicine 2003; 21: 280-284.
7. Ramos O, Villarreal M. Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional. Revista Chilena de Radiología 2009; 15(4): 197-200.
8. Robson K. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. Br J Radiology 2001; 74: 335-340.
9. Dance D, *et al.* Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Physics Medical Biology 2000; 45: 3225-3240.
10. American College Radiology (ACR), 1999. Committee on Quality Assurance in Mammography. Medical Physicist's Section. In Mammography Quality Control Manual 1999. (ACR, Washington, D.C).
11. Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M, Eds. Commission of the European Communities. European protocol on dosimetry in mammography. (Luxembourg: CEC) EUR 16263, 1995.