

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear



Evaluación con métodos de Monte Carlo
de equipos de mamografía digital
del programa de cribado
de la Comunidad Valenciana

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Miguel Ramos Pascual

Dirigida por:

Dr.I.I. D. Gumersindo Verdú Martín

Valencia, Diciembre de 2006

Resumen

El cribado mamográfico o screening consiste en la exposición sistemática y organizada de mujeres asintomáticas a mamografía, con el fin de detectar precozmente cualquier enfermedad en sus primeras etapas. Sin embargo, la exposición de la mama a la radiación ionizante de un equipo mamográfico supone un riesgo para la salud de las mujeres estudiadas que es necesario estimar y controlar. Los métodos de Monte Carlo se utilizan en el transporte de radiación para estimar magnitudes dosimétricas, como la dosis absorbida, que está relacionada con el riesgo de exposición. Se ha modelado un equipo de mamografía mediante el código de Monte Carlo MCNP5 para la estimación de la dosis media glandular absorbida en la mama a través de medidas físicas del kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) durante controles de calidad. Se han utilizado diferentes registros dosimétricos o tallies, como las F2, F4 y F5, aplicando diferentes técnicas de reducción de varianza (TRV). A partir de las dosis medias calculadas, se estimó el riesgo radiológico en el programa de cribado mamográfico de la Comunidad Valenciana mediante un modelo de riesgo multiplicativo derivado de procesos de Markov, considerando diferentes estudios de control: Life Span Study, los estudios de fluoroscopia de Canadá y Massachussets y los tratamientos de enfermedades benignas de mama en Suecia, entre otros. El estudio se aplicó a diferentes equipos de mamografía digital (CR y DR) implantados en el programa de cribado, para la evaluación de calidad de las diferentes tecnologías en lo que respecta a la dosis glandular absorbida. El detrimento radiológico medio ha sido inferior a $9 \cdot 10^{-5}$ cánceres de mama inducidos en mujeres-año, entre todos los estudios de incidencia y mortalidad, e inferior a $6 \cdot 10^{-5}$ cánceres mortales, mientras que para el caso de mamografía digital, la incidencia es inferior a $1.3 \cdot 10^{-4}$ y la mortalidad a $8 \cdot 10^{-5}$. Los riesgos radiológicos son mayores en las muestras poblacionales de equipos digitales porque las condiciones de exposición (espesor de compresión y edad) son diferentes. Sin embargo, las dosis medias impartidas derivadas de la exposición de un maniquí con equipos analógicos, CR y DR han sido similares.

Sinopsi

El cribat mamogràfic consisteix en la exposició sistemàtica i organitzada de dones asimptomàtiques a mamografia per detectar precoçment qualsevol infermetat durant les seues primeres etapes. Tanmateix, l'exposició de la mamella a la radiació ionitzant d'un mamògraf suposa un risc per a la salut de les dones estudiades que és necessari estimar i controlar. Els mètodes de Monte Carlo s'utilitzen en el transport de la radiació per estimar magnituds dosimètriques, com la dosi absorbida, que està relacionada amb el risc d'exposició. S'ha modelat un mamògraf mitjançant el codi de Monte Carlo MCNP5 per la estimació de la dosi mitja absorbida en la mamella amb les mesures físiques del kerma en aire en la superfície de entrada (KASE) durant els controls de qualitat. S'han utilitzat diferents registres dosimètrics o tallies, com la F2, F4 i F5, aplicant diferents tècniques de reducció de variància (TRV). A partir de les dosis mitges, s'ha estimat el risc radiològic en el programa de cribat mamogràfic de la Comunitat Valenciana seguint un model multiplicatiu derivat de processos de Markov, considerant alguns estudis de control: Life Span Study, els estudis de fluoroscòpia de Canadà i Massachussets i els tractaments de infermetats benignes a Suecia. L'estudi s'ha aplicat a diversos mamògrafs digitals (CR i DR) adquirits per el programa de cribat mamogràfic de la Comunitat Valenciana per l'avaluació de les tecnologies, en allò que respecta la dosi mitja glandular. El detriment radiològic per la incidència de càncer de mamella ha segut menor de $9 \cdot 10^{-5}$ dones-any i menor de $6 \cdot 10^{-5}$ dones-any en el cas de mortalitat, mentres que en mamografia digital la incidència és menor a $1.3 \cdot 10^{-4}$ i la mortalitat a $8 \cdot 10^{-5}$. Els riscos radiològics són majors en les mostres poblacionales d'equips digitals perquè les condicions d'exposició (compressió de la mamella i l'edat) son diferents. Tanmateix, les dosis mitjanes impartides derivades de la exposició d'un maniquí amb equips analògics, CR y DR han segut similars.

Abstract

Breast screening consists on systematic and organized exposure of asymptomatic women in mammography for the early detection of any disease in the first stages. However, breast is exposed to ionizing radiation from the mammographic unit, delivering a risk to the population under screening which must be estimated and controlled. Monte Carlo methods have been used in radiation transport for estimating dosimetric quantities, such as the absorbed dose, which is related with the radiation risk. The mamographic unit has been modelled with the Monte Carlo code MCNP5 for estimating mean glandular dose to the breast through physical measurements of the entrance surface air kerma (ESAK) through quality control testing. Several dosimetric scores or tallies have been used, such as the F2, F4 and F5, applying variance reduction techniques. The radiological risk in the Valencian Breast Screening Program has been estimated from glandular breast doses through a multiplicative model derived from Markov processes, considering several case-control cohorts: Life Span Study, fluoroscopy studies in Canada and Massachusetts and the treatment of breast benign diseases in Sweden. The study has been applied to several digital mammography units (CR and DR) acquired by the Valencian Breast Screening Program, for the quality evaluation of the technologies, regarding to mean glandular breast dose. The average radiological detriment for breast cancer incidence has been lower than $9 \cdot 10^{-5}$ women-year and lower than $6 \cdot 10^{-5}$ women-year for fatal cancers, whereas for digital mammography the incidence has been lesser than $1.3 \cdot 10^{-4}$ and the mortality lesser than $8 \cdot 10^{-5}$. Radiological risks derived from population samples from digital equipments are higher because exposure conditions (compression breast thickness and age) are different. However, mean glandular breast doses derived from the exposure of the mammographic phantom are similar in analogic, CR and DR mammography units.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Marco de la tesis	1
1.2. Justificación	2
1.3. Objetivos	3
1.4. Estructura de la tesis	4
2. Dosimetría en mamografía con Monte Carlo: Estado del arte	5
2.1. Introducción	5
2.2. Respuesta de un volumen de control a la radiación por Monte Carlo	6
2.3. Función de respuesta puntual $R(E)$	8
2.3.1. Introducción	8
2.3.2. Coeficiente másico de atenuación (μ/ρ)	8
2.3.3. Coeficiente másico de absorción (μ_a/ρ)	9
2.3.4. Coeficiente másico de transferencia lineal de energía (μ_{tr}/ρ)	10
2.3.5. Coeficiente másico de absorción lineal de energía (μ_{en}/ρ)	11
2.4. Dosimetría de la mama	12
2.4.1. Introducción	12
2.4.2. Composición de la mama	12
2.4.3. Factores de conversión dosimétricos en mamografía	16
3. El código de Monte Carlo MCNP (versión 5)	22
3.1. Introducción	22
3.2. El código MCNP	23
3.3. Librería de transporte de fotones: MCPLIB04	24
3.4. Librería de transporte de electrones: EL03	26
3.5. <i>Tallies</i> o registros dosimétricos en MCNP5	29

3.6. Implementación	33
4. Simulación con MCNP5 de una exposición mamográfica	37
4.1. Introducción	37
4.2. Modelado del equipo mamográfico	38
4.2.1. Introducción	38
4.2.2. Tubo generador de rayos X	40
4.2.3. Rejilla antidifusora	45
4.2.4. Sistema detector de imagen	50
4.3. Técnicas de reducción de varianza (TRV)	52
4.3.1. Introducción	52
4.3.2. Interacción implícita (SB)	52
4.3.3. Importancia y ruleta rusa (IMP)	53
4.3.4. Interacción forzada (FCL)	53
4.3.5. Contribución a detector puntual (PD)	54
4.4. Escenarios de exposición en mamografía	55
4.4.1. Introducción	55
4.4.2. Escenario 1	56
4.4.3. Escenario 2	58
4.4.4. Escenario 3	60
4.5. Resultados	62
4.5.1. Escenarios 1 y 2	62
4.5.2. Escenario 3	64
5. Estimación del detrimento en el cribado mamográfico con Monte Carlo	66
5.1. Introducción	66
5.2. Modelo de estimación de riesgo	67
5.2.1. Funciones de riesgo y matriz de supervivencia	67
5.2.2. Riesgo radioinducido de mortalidad (REID) y de incidencia de cáncer (REIC)	69
5.2.3. Modelos de transporte de riesgo para el cáncer de mama radioinducido	71
5.2.4. Exceso relativo de riesgo de incidencia y mortalidad	71
5.2.5. Funciones de riesgo base en el PPCMCV	75
5.2.6. Período de latencia (L)	75
5.3. Controles de calidad en equipos mamográficos	76
5.4. Muestras poblacionales en equipos mamográficos	79
5.5. SCREENRISK: simulación e implementación	80

6. Evaluación de equipos de mamografía digital con Monte Carlo	86
6.1. Introducción	86
6.2. El maniquí CIRS11A (SP01)	86
6.3. Evaluación de equipos mamográficos CR	88
6.3.1. Descripción de los equipos mamográficos	88
6.3.2. Controles de calidad y pruebas técnicas	90
6.3.3. Muestras poblacionales	91
6.4. Evaluación de equipos mamográficos DR	94
6.4.1. Descripción de los equipos mamográficos	94
6.4.2. Controles de calidad y pruebas técnicas	97
6.4.3. Muestras poblacionales	100
6.5. Resultados y discusión	100
7. Conclusiones y líneas abiertas	104
7.1. Conclusiones	104
7.2. Líneas abiertas	106
A. Descripción de una entrada en MCNP5	107
A.1. Entrada principal	107
A.2. Escenario 1	109
A.3. Escenario 2	111
A.4. Escenario 3	113
B. Subrutinas en MCNP5	115
B.1. Subrutina SOURCE.F90	115
B.2. Subrutina SRCDX.F90	116
B.3. Subrutina TALLYX.F90	117
B.3.1. Detector PMX	117
B.3.2. Rejilla	118
C. Publicaciones internacionales y nacionales del autor	121
C.1. Publicaciones relacionadas con la tesis	121
C.1.1. Revistas	121
C.1.2. Congresos internacionales	121
C.1.3. Congresos nacionales	124
C.2. Otras publicaciones	127
Referencias	128

1.1. Marco de la tesis

Esta tesis doctoral se ha desarrollado en el Área Nuclear del Departamento de Ingeniería Química y Nuclear de la Universidad Politécnica de Valencia, dentro de la línea de investigación del detrimento radiológico de las radiaciones ionizantes del grupo SENUBIO. El trabajo presentado resume una parte de la labor de investigación desarrollada a través de una beca de colaboración y otra de especialización en el mismo departamento y de una beca de Formación de Personal Investigador (FPI) del Ministerio de Ciencia y Tecnología (MCYT), actualmente Ministerio de Educación y Ciencia.

El grupo de investigación SENUBIO ha colaborado en distintos proyectos de investigación multidisciplinares de ámbito nacional e internacional relacionados con la seguridad nuclear y la física médica. En concreto ha participado en el proyecto Valencia 1 del programa EBCN (European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening) en las convocatorias de 2000, 2001 y 2002, junto al Programa de Prevención de Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana, a través de la Dirección General de Salud Pública de la Conselleria de Sanidad. De la misma forma, durante los años 2002 y 2003 colaboró con el Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama, dependiente de la Dirección General de Salud Pública de la Consellería de Sanidade de la Xunta de Galicia.

En Noviembre de 2000, el autor de esta tesis se incorporó al Departamento de Ingeniería Química y Nuclear para realizar el proyecto final de carrera, adscribiéndose en Octubre de 2001 al programa de Doctorado *Tecnología de Membranas, Electroquímica y Medio Ambiente, Seguridad Nuclear*, comenzando la tesis doctoral y desarrollando trabajos de investigación centrados principalmente en el área de radiofísica y en la seguridad nuclear.

En Abril de 2004 realizó una estancia de 3 meses en el Laboratorio di Analisi di Segnale e Analisi di Rischio (LASAR) del Centro di Studi Nucleari Enrico Fermi del Politecnico di Milano, para profundizar en el estudio del transporte de partículas por métodos de Monte Carlo, centrándose en el uso del código MCNP5 en aplicaciones de dosimetría en física médica.

1.2. Justificación

El cáncer de mama constituye uno de los problemas más importantes de salud entre las mujeres debido a su elevada incidencia y mortalidad. Aunque la incidencia de esta enfermedad se extiende entre todas las edades, es considerablemente mayor entre las mujeres de edad avanzada. La detección precoz del cáncer de mama, cuando aún no se han presentado los síntomas para diagnosticarla, puede suponer una disminución en la mortalidad por esta enfermedad, debido a que algunos tratamientos son más efectivos en sus etapas iniciales.

La *mamografía* es una técnica específica de rayos X para la mama, utilizada en la detección precoz y diagnóstico de enfermedades, entre ellas, el cáncer de mama. Durante la realización de una proyección, la mama es comprimida y expuesta a la radiación generada en el tubo de rayos X de un mamógrafo. El sistema receptor de imagen absorbe la radiación y la almacena para su procesado. Posteriormente, el radiólogo examina y evalúa la imagen adquirida para la detección y diagnóstico de posibles patologías.

Como otros agentes físicos, la radiación ionizante es capaz de producir daño biológico según el nivel de exposición y la energía absorbida por los tejidos y órganos irradiados. Si los niveles de radiación son altos, un gran número de células puede morir a causa de la exposición, produciéndose un daño susceptible de ser observado. Este tipo de efectos se conocen como determinísticos y se observan a partir de un nivel umbral de radiación. Sin embargo si los niveles son bajos, puede ocurrir que algunas de las células irradiadas sobrevivan, con posibles alteraciones. Si el daño de la célula no es reparado, puede afectar a su crecimiento natural, dando lugar en el futuro a un tumor.

El cribado mamográfico o *screening* consiste en la exposición sistemática y organizada de mujeres asintomáticas de edad media y avanzada a mamografía, con el fin de detectar precozmente cualquier posible lesión o enfermedad en sus primeras etapas. Sin embargo, aunque existe una importancia social y sanitaria ante este

problema que podría justificar los programas de prevención, el cribado mamográfico no reporta ningún beneficio visible a un gran número de mujeres sanas, y por lo tanto es cuestionado, ya que puede repercutir de manera negativa en la salud de las mujeres que participan en el programa.

En 1992 la Conselleria de Sanitat desarrolló un programa de cribado mamográfico para la detección precoz del cáncer de mama, dirigido a las mujeres asintomáticas de la Comunidad Valenciana. Durante los primeros años, el programa estaba formado por 6 unidades con equipos de mamografía convencional (pantalla-película) y dirigido a las mujeres asintomáticas de entre 45 y 65 años. Se incrementó progresivamente el número de unidades con equipos de mamografía convencional principalmente, siendo sustituidos por nuevos equipos digitales. En la actualidad el programa está formado por 24 unidades de cribado. Además, la edad de salida del cribado ha aumentado hasta los 69 años, siendo cada vez mayor el número de mujeres que acuden al programa.

Esta tesis se justifica en la necesidad de conocer, estimar y controlar el riesgo radiológico en los programas de cribado mamográfico, en especial en el Programa de Detección Precoz del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana, siendo necesario evaluar el riesgo radiológico frente a cualquier cambio en los equipos mamográficos, como la incorporación de las nuevas tecnologías digitales.

1.3. **Objetivos**

El principal objetivo de esta tesis es estimar el riesgo radiológico en los programas de cribado mamográfico frente a diferentes hipótesis y condiciones de funcionamiento. A partir de este objetivo general se derivan las líneas de trabajo que se enumeran a continuación:

- **Elaboración de un modelo teórico y de simulación de un equipo de mamografía para la estimación de la dosis glandular absorbida**
- **Desarrollo de un modelo epidemiológico de transporte de cáncer de mama radioinducido**
- **Estimación del riesgo radiológico en muestras poblacionales de mujeres durante el cribado mamográfico**
- **Evaluación de tecnologías en equipos de mamografía digital**

1.4. Estructura de la tesis

La tesis se estructura en capítulos, para alcanzar los objetivos comentados en la sección anterior.

El **capítulo 2** realiza una introducción a la dosimetría física, centrándose en la dosimetría de la mama, donde se analiza brevemente la interacción de la radiación con la materia, describiéndose los coeficientes de deposición de energía en la materia. Se resumen las magnitudes dosimétricas más importantes en la estimación del riesgo radiológico o detrimento en mamografía y el estado del arte del área, definiéndose los factores de conversión dosimétricos y su estimación con métodos de Monte Carlo.

El **capítulo 3** resume los códigos de Monte Carlo que existen actualmente aplicados al transporte de radiación, centrándose en el código de Monte Carlo MCNP, en particular la versión 5. Se describe brevemente la evolución del código desde su creación, las librerías de secciones eficaces utilizadas en el transporte de fotones y electrones y los registros o *tallies* dosimétricos. Finalmente se comenta la implementación computacional del código y el entorno informático donde se realizaron las simulaciones.

El **capítulo 4** se centra en el modelado con el código MCNP de una exposición en mamografía para la estimación del kerma en aire en la superficie de entrada de la mama, de la dosis media glandular absorbida y de la respuesta del sistema receptor de imagen a la radiación, a través de factores de conversión dosimétricos.

El **capítulo 5** desarrolla una metodología para la estimación del riesgo de cáncer de mama radioinducido a través de un modelo de transporte del riesgo de estudios epidemiológicos de cáncer de mama, basado en la estimación de la dosis glandular por métodos de Monte Carlo. Se aplicará en muestras poblacionales del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV) y se compararán diferentes hipótesis de cribado.

El **capítulo 6** evalúa el impacto de la implantación de los nuevos equipos de mamografía digital en los programas de cribado mamográfico, en especial equipos mamográficos utilizados en las unidades del PPCMCV, en lo que respecta a la dosis media glandular y al riesgo radiológico.

Por último, el **capítulo 7** recoge la discusión de los resultados obtenidos, la conclusión del trabajo realizado y las líneas futuras.

Capítulo 2

Dosimetría en mamografía con Monte Carlo: Estado del arte

2.1. Introducción

Una de las características de la radiación es su capacidad para penetrar en la materia e interactuar con los átomos constituyentes de la misma. En estas interacciones, la radiación pierde parte o la totalidad de su energía, siendo depositada en el medio material que está atravesando. Esta transferencia de energía es la causa de los distintos efectos producidos por las radiaciones, como pueden ser los efectos biológicos sobre la materia viva.

Los fotones interactúan con la materia principalmente a través del efecto fotoeléctrico, efecto Rayleigh o dispersión coherente, efecto Compton o dispersión incoherente y producción de pares. En el efecto fotoeléctrico, el fotón es absorbido totalmente por el átomo y su energía se transfiere íntegramente a un electrón atómico. En el efecto Rayleigh, se produce una colisión elástica entre el fotón incidente y un electrón del átomo, sin pérdida significativa de energía, mientras que en el efecto Compton la pérdida de energía es considerable. En la producción de pares el fotón se transforma en un par electrón-positrón en presencia del campo eléctrico del núcleo atómico.

La interacción más frecuente a bajas energías es el efecto fotoeléctrico, a medias los efectos Compton y Rayleigh, y a altas la producción de pares, que está limitada por la energía umbral de creación del par electrón-positrón ($E_{pp} = 2m_0c^2$). El efecto Rayleigh es considerado en los estudios dosimétricos en raras ocasiones, debido a que es poco frecuente y el cambio que produce en la dirección y energía del fotón incidente no es significativo .

En el caso de los electrones y de otras partículas cargadas, los mecanismos de pérdida de energía son la ionización y la excitación de los átomos del material, y la emisión de radiación de frenado o *bremstrahlung*. La ionización se produce cuando el

electrón atraviesa el medio material colisionando inelásticamente con otros electrones atómicos, perdiendo en cada colisión su energía. Si la energía transferida es mayor que la energía de ligadura del electrón al átomo, el electrón escapa, convirtiéndose en una partícula libre. La ionización del medio puede ser un proceso estable en función de la capa que es ionizada o puede dar lugar a la excitación de un electrón a una capa más energética. El hueco producido es ocupado por un electrón de otra capa, emitiéndose la energía en exceso en forma de uno o varios fotones característicos (fluorescencia) o bien de un electrón de Auger. Por último, la radiación de frenado se produce por el movimiento de partículas cargadas y aceleradas en un campo eléctrico.

En la sección 2.2 se realiza una aproximación por métodos de Monte Carlo de la respuesta a la radiación de un volumen de control. En la sección 2.3 se detallan las diferentes funciones de respuesta a la radiación, basadas en los coeficientes másicos de atenuación, absorción, transferencia de energía y absorción de energía, utilizados para estimar el kerma (*kinetic energy released per unit mass*) o la dosis absorbida. La sección 2.4 describe el estado del arte actual de la dosimetría de la mama, centrada en la estimación de factores de conversión por métodos de Monte Carlo.

2.2. Respuesta de un volumen de control a la radiación por Monte Carlo

En su forma más general, la respuesta Q de un volumen de control V a la radiación puede determinarse como

$$Q = \int_0^{\infty} dE \int_V dV \int_{4\pi} d\Omega R(\vec{r}, \hat{\Omega}, E) \frac{\partial\phi}{\partial\Omega}(\vec{r}, \hat{\Omega}, E) \quad (2.1)$$

donde $\partial\phi/\partial\Omega$ es el flujo angular de fotones atribuido a un haz de energía en el intervalo dE alrededor de E situado en un volumen dV en torno al punto \vec{r} y desplazándose en direcciones en el intervalo $d\Omega$ en torno a $\hat{\Omega}$, siendo $R(\vec{r}, \hat{\Omega}, E')$ la función de respuesta del volumen a la radiación [ICRU 1988].

El flujo angular de partículas $\partial\phi/\partial\Omega$ incluye los fotones producidos por el tubo de rayos X y aquellos dispersados en colisiones Compton y Rayleigh, así como los fotones secundarios producidos por frenado (*bremsstrahlung*) y relajación (fluorescencia).

Una hipótesis razonable es suponer que cada punto del volumen V del detector responde con la misma función de respuesta a la radiación incidente proveniente de

2.2. Respuesta de un volumen de control a la radiación por Monte Carlo

cualquier dirección $\hat{\Omega}$. De este modo, la función de respuesta dependerá únicamente de la energía de la partícula incidente, $R(\vec{r}, \hat{\Omega}, E) = R(E) \forall \vec{r} \in V$. Así,

$$Q = \int_0^{\infty} R(E)\phi(E)dE \quad (2.2)$$

donde la fluencia en el volumen es

$$\phi(E) = \int_V dV \int_{4\pi} \frac{\partial\phi}{\partial\Omega}(\vec{r}, \hat{\Omega}, E) d\Omega \quad (2.3)$$

La respuesta total Q puede estimarse a través de una simulación por Monte Carlo de N historias, donde al comienzo de cada historia, la energía y la dirección de la partícula se muestrea estocásticamente de las funciones de probabilidad $p(E)$ y $p(\Omega_0)$ que definen la fuente de emisión. La respuesta media $\langle q \rangle$ por historia se estima como

$$\langle q \rangle = \frac{\Psi_0}{N} \sum_{n=1}^N q_n \quad (2.4)$$

donde Ψ_0 es el número total de fotones emitidos por la fuente de rayos X y q_n es la respuesta parcial debida a la historia n -ésima, estimada como

$$q_n = \sum_l R(E_l)\phi(E_l) \quad (2.5)$$

siendo $\phi(E_l)$ la contribución l -ésima al flujo de fotones en el volumen y $R(E_l)$ la función de respuesta a la energía incidente E_l . La respuesta q_n incluye las contribuciones debidas a los fotones emitidos por la fuente que llegan al volumen de control sin interactuar (fracción directa) y las debidas a los fotones dispersados y secundarios, *bremstrahlung* y fluorescencia (fracción indirecta).

2.3. Función de respuesta puntual $R(E)$

2.3.1. Introducción

El concepto general de función de respuesta caracteriza los diferentes tipos de respuestas de la materia a la radiación. En algunos casos, la respuesta es proporcional al número de partículas que lo atraviesan ($R = \alpha$), o al número de partículas y su energía ($R = \alpha E$) siendo α una constante de proporcionalidad. Otra clase de sistemas responden a la radiación con una función de respuesta que depende de la energía depositada por unidad de masa. En este caso, la función de respuesta se expresa como

$$R(E) = E \left[\frac{\mu_d(E)}{\rho} \right] \quad (2.6)$$

donde ρ es la densidad másica del medio, supuesto homogéneo, y μ_d es un *coeficiente de deposición lineal de energía*, que representa la probabilidad de interacción por unidad de longitud.

2.3.2. Coeficiente másico de atenuación (μ/ρ)

Si asumimos que la energía incidente E que interacciona en el volumen de control se absorbe completamente, el coeficiente μ_d/ρ se representa como μ/ρ y se denomina *coeficiente másico de atenuación*,

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_j \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_j = \frac{\rho_a(Z_i)}{\rho} \sum_j \sigma_j \quad (2.7)$$

donde σ_j es la sección eficaz microscópica de la reacción j (efecto fotoeléctrico, Compton, Rayleigh o producción de pares) y $\rho_a(Z_i)$ la densidad atómica del elemento Z_i en el compuesto, en átomos/barn cm, estimada como

$$\rho_a(Z_i) = \rho \frac{N_0}{A_i} 10^{-24} \quad (2.8)$$

siendo N_0 el número de Avogadro y A_i el peso atómico del elemento.

Debido a que las energías utilizadas en mamografía son inferiores a la energía umbral E_{pp} de formación del par electrón-positrón, se considerará que $\sigma_{pp} = 0$ en lo sucesivo.

2.3.3. Coeficiente másico de absorción (μ_a/ρ)

Una fracción del flujo de fotones incidentes puede reaccionar por efecto Compton o por efecto Rayleigh en el volumen de control. En ambos casos, el fotón que interacciona escapa de este volumen, por lo que su energía no se deposita realmente en él. Si se asume que únicamente la energía de los electrones producidos se absorbe completamente en el volumen de control, el coeficiente μ_d/ρ se representa como μ_a/ρ y se denomina *coeficiente másico de absorción lineal*,

$$\frac{\mu_a}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} - (1 - f_c) \frac{\mu_c}{\rho} = \frac{\mu_{ph}}{\rho} + f_c \left(\frac{\mu_c}{\rho} \right) \quad (2.9)$$

donde f_c es la fracción media de energía transferida por efecto Compton del fotón incidente a los electrones del medio, siendo μ_{ph}/ρ y μ_c/ρ los coeficientes de atenuación másicos por efecto fotoeléctrico y Compton, respectivamente.

La fracción media f_c se calcula considerando que en el efecto Compton la energía media es transferida del fotón incidente a los electrones del medio, incluyéndose los electrones de Auger,

$$f_c = 1 - \frac{\bar{E}_{out,c}}{E} - \frac{\bar{X}_{out,c}}{E} \quad (2.10)$$

donde $\bar{E}_{out,c}$ es la energía media del fotón dispersado y $\bar{X}_{out,c}$ es la energía media de los fotones fluorescentes emitidos en la relajación del átomo

$$\bar{X}_{out,c} = \sum_n p_n \omega_n \sum_m p_{m/n} \bar{X}_{nm} \quad (2.11)$$

siendo $p_n = \sigma_{c,n}/\sigma_c$ la probabilidad de que se produzca una interacción Compton con un electrón de la subcapa n ($K, L1 - L3, M1 - M5, N, \dots$), ω_n es la probabilidad total de emisión debida a la capa n (*fluorescence yield*), $p_{m/n}$ es la probabilidad de transición m (α, β, γ) condicionada a una ionización en la subcapa n y \bar{X}_{nm} es la energía media emitida en la transición m después de una interacción en la subcapa n .

2.3.4. Coeficiente másico de transferencia lineal de energía (μ_{tr}/ρ)

Durante la absorción de un fotón por efecto fotoeléctrico, los electrones orbitales pueden ser emitidos del átomo si la energía del fotón es superior a la de ligadura. De esta forma, se produce un hueco que podría ser ocupado por un electrón de una capa menos energética, emitiéndose fotones de fluorescencia o electrones de Auger. En este caso, el coeficiente μ_d/ρ se representa como μ_{tr}/ρ y se denomina *coeficiente másico de transferencia lineal de energía*,

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu_a}{\rho} - (1 - f_{ph})\frac{\mu_{ph}}{\rho} = f_{ph} \left(\frac{\mu_{ph}}{\rho} \right) + f_c \left(\frac{\mu_c}{\rho} \right) \quad (2.12)$$

donde f_{ph} es la fracción media de energía transferida del fotón incidente a los electrones del medio, calculada como

$$f_{ph} = 1 - \frac{\bar{X}_{out,ph}}{E} \quad (2.13)$$

siendo $\bar{X}_{out,ph}$ la energía media de los fotones fluorescentes emitidos, estimada como

$$\bar{X}_{out,ph} = \sum_n p_n \omega_n \sum_m p_{m/n} \bar{X}_{nm} \quad (2.14)$$

donde $p_n = \sigma_{ph,n}/\sigma_{ph}$ es la probabilidad de ionización de la subcapa n .

El coeficiente de transferencia lineal de energía μ_{tr} considera que la energía depositada por efecto fotoeléctrico y Compton y transformada en energía cinética (electrones en el caso de bajas energías) es absorbida completamente en el medio. La respuesta Q obtenida con este coeficiente se define como kerma (*kinetic energy released per unit mass*), calculándose como

$$K(E) = \int_0^\infty E \frac{\mu_{tr}}{\rho} \phi(E) dE \quad (2.15)$$

que puede ser estimado a través de una simulación por Monte Carlo con N historias como

$$\langle k \rangle = \frac{\Psi_0}{N} \sum_{n=1}^N k_n \quad (2.16)$$

siendo k_n la contribución al kerma durante la historia n -ésima,

$$k_n = \sum_l E_l \frac{\mu_{tr}}{\rho} \phi(E_l) \quad (2.17)$$

2.3.5. Coeficiente másico de absorción lineal de energía (μ_{en}/ρ)

Una parte de la energía cinética de las partículas cargadas que se han generado puede perderse durante su transporte en el volumen de control. En este caso, el coeficiente μ_d/ρ se representa como μ_{en}/ρ y se denomina *coeficiente másico de absorción lineal de energía*

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \sum_j (1 - \beta_j) f_j \left(\frac{\mu_j}{\rho} \right) = (1 - \beta) \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (2.18)$$

donde β_j es la fracción media de energía cinética de las partículas cargadas producidas en la reacción j considerando (a) las pérdidas por radiación de frenado (*bremsstrahlung*) y (b) pérdidas por emisión de fotones de fluorescencia debidos a la creación de huecos producidos por colisiones inelásticas débiles (*energy straggling*) y fuertes (*electrones knock-on*) durante el transporte de electrones.

Si se asume que los electrones son absorbidos finalmente en el medio, la respuesta Q obtenida con el coeficiente de absorción lineal de energía μ_{en} representa la energía que es transferida de los fotones incidentes al medio, definiéndose como dosis absorbida y calculándose como

$$D(E) = \int_0^\infty E \frac{\mu_{en}}{\rho} \phi(E) dE \quad (2.19)$$

que estimado a través de una simulación por Monte Carlo con N historias será

$$\langle d \rangle = \frac{\Psi_0}{N} \sum_{n=1}^N d_n \quad (2.20)$$

siendo d_n la contribución a la dosis absorbida durante la historia n -ésima,

$$d_n = \sum_l E_l \frac{\mu_{en}}{\rho} \phi(E_l) \quad (2.21)$$

2.4. Dosimetría de la mama

2.4.1. Introducción

La mama es un órgano radiosensible, por lo que existe un riesgo de producirse un daño biológico asociado a una exposición de sus tejidos a la radiación ionizante. Este riesgo está directamente relacionado con la dosis de radiación absorbida o energía depositada por unidad de masa. Algunos de los tejidos que la componen, como por ejemplo el estroma o los epitelios ductal y acinar, son más sensibles a la radiación que otros, como el tejido graso, la areola o el pezón, por lo que la dosis absorbida en el primer caso es susceptible de producir un daño biológico mayor.

La dosis media en tejido glandular (\bar{D}_g) es la magnitud más significativa del riesgo de carcinogénesis en una mujer, en lugar de otras magnitudes como la dosis máxima absorbida o la dosis absorbida en el plano medio de la mama [Karlsson et al. 1976]. Esta recomendación ha sido adoptada por diferentes organismos internacionales, como la NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements, 1986), la ICRP (International Commission on Radiological Protection, 1987), el IPSM (British Institute of Physical Sciences in Medicine, 1989 and 1994) y la NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, 1993).

El Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía es el documento que describe las técnicas necesarias para reducir las incertidumbres en las estimaciones de dosis entre equipos mamográficos, sirviendo además como guía en países donde no se han desarrollado aún protocolos específicos de dosimetría [European Commission 1996]. Este documento, que condensa guías y procedimientos anteriores, establece la dosis media en tejido glandular como la magnitud más representativa del daño biológico e incluye factores de conversión entre radiación incidente medida y dosis media glandular estimada.

2.4.2. Composición de la mama

La composición elemental de los tejidos de la mama es importante para conocer la dosis media absorbida en tejido glandular. En primer lugar, se define la glandularidad G como el porcentaje en peso de tejido glandular, $G = m_g/m_t$, donde $m_t = m_g + m_a$, siendo m_g y m_a las masas de tejido glandular y adiposo. De este modo, la densidad de una mezcla de glandularidad G se estima, asumiendo que $\forall_t = \forall_g + \forall_a$ como

$$\rho_{a+g} = \frac{m_t}{\forall_t} = \frac{\rho_a \rho_g}{G \rho_a + (1 - G) \rho_g} \quad (2.22)$$

2.4. Dosimetría de la mama

En el caso de una mezcla de glandularidad G , la composición en peso del elemento i se calcularía como

$$c_{mi} = Gc_{gi} + (1 - G)c_{ai} \quad (2.23)$$

siendo c_{gi} y c_{ai} la composición en peso del elemento i en el tejido glandular y en el adiposo, respectivamente. En la tabla 2.1 se muestra la composición en peso del tejido adiposo y del fibroglandular según Hammerstein et al. (1979) y según Woodard and White (1986).

Tabla 2.1: Composición elemental en peso de tejidos mamarios según Hammerstein et al. (1979) y según Woodard and White (1986)

	Adiposo		Fibroglandular	
	H (1979)	W (1986)	H (1979)	W (1986)
ρ (gcm ⁻³)	0.93	0.95	1.04	1.02
H (%)	11.2	11.4	10.2	10.6
C (%)	61.9	59.8	18.4	33.2
N (%)	1.7	0.7	3.2	3.0
O (%)	25.1	27.8	67.7	52.7
Otros (%)	0.1	0.3	0.5	0.5

En la fig. 2.1 se muestran diferentes mamografías oblicuo-medio-laterales de mamas con diferente composición en tejido fibroglandular y adiposo, obtenidas de la base de datos MIAS [Suckling et al. 1994].

La principal dificultad en la estimación de la composición de la mama está en la separación física del tejido adiposo del glandular. La composición de tejidos publicada por Woodard and White es la que se utiliza generalmente para estudios de dosimetría en la mama [ICRU 1989]. Sin embargo, aunque el estudio de Hammerstein et al. es anterior al de Woodard and White, se utilizó en la estimación de los factores de conversión de la dosis media glandular en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía. Las diferencias en la estimación de las dosis debidas a la composición han sido estudiadas anteriormente, siendo del orden del 14% y del 11% mayores en el segundo caso para unos espesores de mama de 2 y 8 cm, respectivamente [Zoetelief and Jansen 1995].

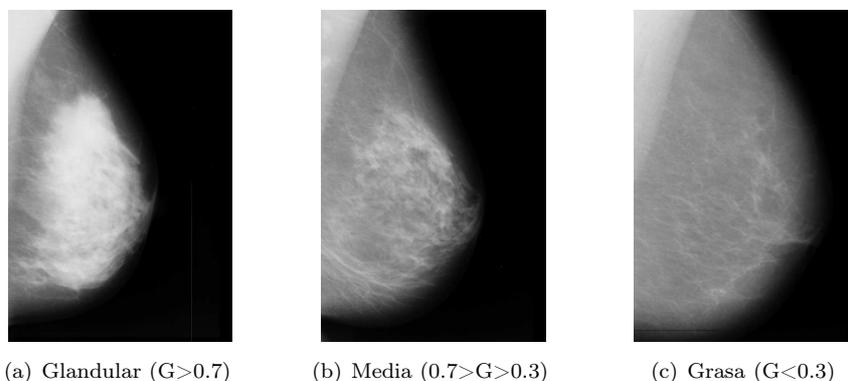


Figura 2.1: Mamografías oblicuo-medio-laterales de mamas con diferente composición (Fuente: MIAS database)

La composición y el tamaño de los pechos de una mujer cambian durante toda su vida. En la infancia están formados principalmente por tejido adiposo hasta que en la pubertad el tejido fibroglandular comienza a desarrollarse. Este crecimiento continúa hasta la madurez, en el que este tejido se sustituye progresivamente por grasa. A pesar de esta relación directa, la edad no es un buen estimador de la composición de la mama, ya que existen diferencias considerables de glandularidad entre mujeres de la misma edad [Geise and Palchevsky 1996].

En un estudio posterior desarrollado en el Reino Unido (Guildford y en Northern Region), se estimó la glandularidad de una muestra de mujeres de cribado mamográfico entre 40 y 64 años a partir de los parámetros de clasificación del tejido glandular de Wolfe (1976), considerando el espesor de piel en la estimación de la glandularidad [Dance et al. 2000]. En este estudio se ajustó la glandularidad G a

$$G = \frac{1}{100} (a_3 b^3 + a_2 b^2 + a_1 b + a_0) \quad (2.24)$$

donde b es el espesor de compresión de mama en mm y a_i es un coeficiente de ajuste que depende del grupo de edad de la mujer, siendo diferente para los grupos con edades comprendidas entre 40-49 años y 50-64 años. En la tabla 2.2 se muestran los coeficientes de ajuste de la glandularidad para los dos grupos de edad de 40 a 49 años y de 50 a 64 años, mientras que en la fig. 2.2 se representa el ajuste gráficamente. Como se observa, la glandularidad es mayor a una edad más avanzada, siendo mayor a espesores más pequeños.

2.4. Dosimetría de la mama

Tabla 2.2: Coeficientes del ajuste de la glandularidad con el espesor según el grupo de edad [Dance et al. 2000]

	40-49 años	50-64 años
a_3	5.209e-5	-1.118e-4
a_2	1.255e-3	3.932e-2
a_1	-1.988	-4.544
a_0	138.8	176.0

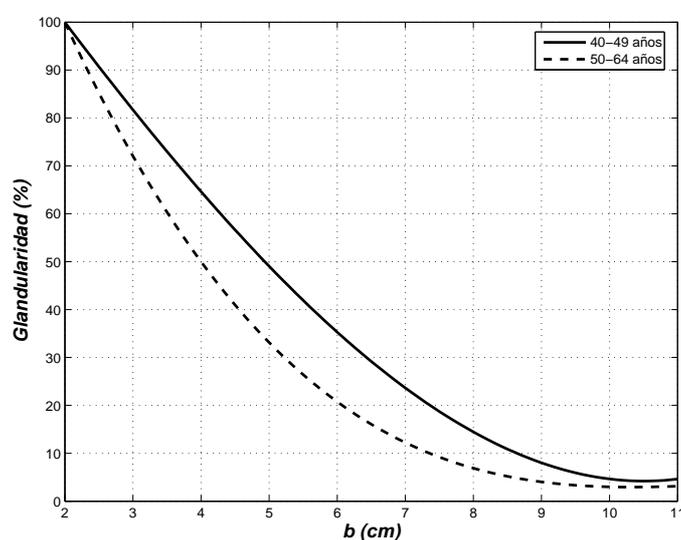


Figura 2.2: Estimación de la glandularidad media en función del espesor de compresión de mama para mujeres entre 40 a 64 años

En este ajuste se aprecia que la glandularidad que se corresponde con el espesor de mama estándar (entre 4.5 y 5 cm) es de un 41 % para el grupo de 40 a 49 años y de un 33 % para el grupo de 50 a 64 años, aproximadamente, siendo valores que difieren de la glandularidad con la que se asocia la mama estándar. A pesar de estas diferencias, la mama estándar se sigue utilizando como referencia para estimar la dosis absorbida de forma representativa, aunque no coincida con la glandularidad media de la población de mujeres.

2.4.3. Factores de conversión dosimétricos en mamografía

La dosis media glandular (\bar{D}_g) es una magnitud de difícil medida, por lo que actualmente se estima a partir de factores de conversión que relacionen la energía depositada en la entrada de la mama, que puede ser medida durante los controles de calidad del equipo, con la dosis absorbida en el tejido glandular. Estos factores han sido calculados por diversos autores en función de parámetros significativos de la exposición en mamografía, como pueden ser el voltaje, la filtración y el ánodo del tubo de rayos X, el valor de la capa hemirreductora o *half-value layer* (HVL), el espesor de compresión de mama o la glandularidad, donde la energía a la entrada de la mama es el *kerma* en aire [Hammerstein et al. 1970, Stanton et al. 1984].

Debido a la naturaleza estocástica de la radiación, algunos autores han estimado estos factores a través de métodos de Monte Carlo, ya que permiten simular a partir de un modelo matemático las trayectorias de los fotones emitidos por la fuente de rayos X y las energías depositadas en cada región del modelo [Dance 1990, Zoetelief and Jansen 1995, Dance et al. 2000].

El modelo matemático de mama más sencillo adoptado en dosimetría es un semicilindro de radio r y espesor b dividido en dos regiones. La región exterior, de radio r y espesor a representa la piel, modelada como tejido adiposo. La región central representa la mezcla heterogénea de tejidos fibroglandulares y adiposos. Se modela como una mezcla homogénea de volúmenes aditivos, $\forall_t = \forall_g + \forall_a$, donde \forall_g es el volumen que ocupa el tejido glandular en la mezcla y \forall_a el volumen de tejido adiposo. En la fig. 2.3 se muestra el modelo matemático de mama utilizado en las simulaciones de Monte Carlo.

La dosis media glandular absorbida en la región central del modelo se estima, en el caso más general, como

$$\bar{D}_g = gK_a \tag{2.25}$$

donde g es un factor de conversión y K_a es el kerma en aire incidente en la superficie de entrada de la mama (KASE) sin retrodispersión.

El Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía establece como valores significativos del factor de conversión g los publicados por Dance (1990), mostrados en la tabla 2.3 para un ánodo de molibdeno y una filtración de molibdeno (Mo/Mo) de 30 μm . El factor g se estimó en función del espesor de compresión de mama

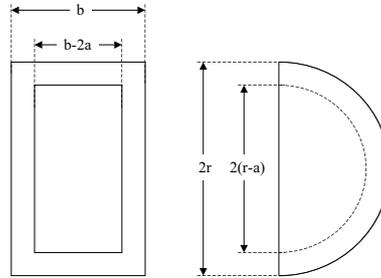


Figura 2.3: Modelo matemático de mama utilizado en simulaciones de dosimetría en mamografía con métodos de Monte Carlo

y de la capa hemirreductora o *half-value layer* (HVL), para una mama estándar con una composición en peso según Hammerstein et al. (1979) y un porcentaje de glandularidad del 50 % [Dance 1980, Dance 1984], según

$$g = \frac{\langle d_g \rangle}{\langle k_a \rangle} \quad (2.26)$$

donde $\langle d_g \rangle$ y $\langle k_a \rangle$ son respectivamente los valores estimados a través de una simulación con Monte Carlo de dosis glandular y kerma en la superficie de entrada de la mama. En la tabla 2.3 se muestran los factores de conversión publicados inicialmente por Dance (1990) hasta 8 cm y ampliados posteriormente hasta 11 cm [Dance et al. 2000]

En algunas exposiciones durante los controles de calidad se utilizan maniqués que simulan una mama estándar con diferentes objetos de test. De esta forma, se obtiene un valor de referencia para estimar la dosis media glandular que absorbería una mama estándar en dichas condiciones de exposición.

Si se desea estimar la dosis media glandular absorbida por una mama a través de la exposición del maniqué, se introduce el factor p , resultando

$$\bar{D}_g = pgK_b \quad (2.27)$$

donde

$$p = \frac{K_a}{K_b} \quad (2.28)$$

Tabla 2.3: Factor de conversión g para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y HVL entre 0.30-0.45 mm Al (Mo/Mo) [Dance 1990, Dance et al. 2000]

Espesor de compresión (cm)	HVL (mm Al)			
	0.30	0.35	0.40	0.45
2	0.3900	0.4330	0.4730	0.5090
3	0.2740	0.3090	0.3420	0.3740
4	0.2070	0.2350	0.2610	0.2890
4.5	0.1830	0.2080	0.2320	0.2580
5	0.1640	0.1870	0.2090	0.2320
6	0.1350	0.1540	0.1720	0.1920
7	0.1140	0.1300	0.1450	0.1630
8	0.0980	0.1120	0.1260	0.1400
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988

El detector del Control Automático de Exposición (CAE) es un dispositivo de control que se sitúa debajo del sistema receptor de imagen, y que dispara la alimentación del tubo de rayos X cuando recibe una respuesta de referencia. Debido a que el maniquí y la mama tienen composiciones diferentes, el número y la energía de las partículas que llegan al detector del CAE no son los mismos, disparando a cargas del tubo (mAs) distintas. Para que se mantenga el mismo nivel de exposición para una misma calidad de imagen, se deberá cumplir que

$$\frac{K_a}{K_b} = \frac{mAs_a}{mAs_b} = \frac{Q_a}{Q_b} \quad (2.29)$$

donde se ha supuesto la linealidad del rendimiento del equipo y de la respuesta del detector del CAE (Q) con la carga del tubo. En este caso, el factor p resulta

$$p = \frac{Q_a}{Q_b} \quad (2.30)$$

El factor p puede estimarse a través de métodos de Monte Carlo como

$$p = \frac{\langle q_a \rangle}{\langle q_b \rangle} \quad (2.31)$$

donde $\langle q_a \rangle$ es la estimación de la respuesta del detector del CAE a la radiación en una exposición con mama y $\langle q_b \rangle$ en una exposición con maniquí, suponiendo que

2.4. Dosimetría de la mama

la respuesta del detector es lineal con la carga del tubo (mAs). En la tabla 4.14 se muestran los factores de conversión p entre un maniquí de polimetil-metacrilato (PMMA) de 4 cm y la mama estándar (4.5 cm y 50%) obtenidos para una película Kodak Min-R de Gd_2O_2S a diferentes HVL, donde se observa que la variación es muy pequeña en el rango entre 0.30-0.40 mm Al, que corresponden a la combinación Mo/Mo.

Tabla 2.4: Factor de conversión p entre kerma en aire para un maniquí de PMMA de 4 cm y la mama estándar [Dance 1990]

HVL (mm Al)	p
0.25	1.12
0.30	1.10
0.35	1.10
0.40	1.09
0.45	1.09
0.50	1.09

Posteriormente, se han desarrollado otros factores para estimar la dosis media glandular en mamas de glandularidad variable con diferentes espectros de rayos X como

$$\bar{D}_g = s c g K_a \quad (2.32)$$

donde c es un factor que depende de la glandularidad de la mama y de la HVL, mientras que el factor s corrige el factor c para diferentes ánodos y filtraciones del tubo de rayos X. La tabla 2.5 muestra el factor de conversión s para diferentes espectros utilizados en mamografía. Como se observa, la dependencia de la dosis media glandular con el espectro es en el caso más desfavorable del 6%, aproximadamente. En las tablas 2.6-2.9 se presentan los factores de conversión c para diferentes glandularidades y HVL.

Tabla 2.5: Factor de conversión s para diferentes espectros de rayos X en mamografía [Dance et al. 2000]

Spectrum	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	Rh/Al	W/Rh
s	1	1.017	1.061	1.044	1.042

Tabla 2.6: Factor de conversión c para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y un rango de glandularidades entre un 1 y un 100 % (HVL 0.30 mm Al) [Dance et al. 2000]

Espesor de compresión (cm)	Glandularidad (%)				
	1	25	50	75	100
2	1.130	1.059	1.000	0.938	0.885
3	1.206	1.098	1.000	0.915	0.836
4	1.253	1.120	1.000	0.898	0.808
5	1.282	1.127	1.000	0.886	0.794
6	1.303	1.135	1.000	0.882	0.785
7	1.317	1.142	1.000	0.881	0.784
8	1.325	1.143	1.000	0.879	0.780
9	1.328	1.145	1.000	0.879	0.780
10	1.329	1.147	1.000	0.880	0.780
11	1.328	1.143	1.000	0.879	0.779

Tabla 2.7: Factor de conversión c para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y un rango de glandularidades entre un 1 y un 100 % (HVL 0.35 mm Al) [Dance et al. 2000]

Espesor de compresión (cm)	Glandularidad (%)				
	1	25	50	75	100
2	1.123	1.058	1.000	0.943	0.891
3	1.196	1.090	1.000	0.919	0.842
4	1.244	1.112	1.000	0.903	0.816
5	1.272	1.121	1.000	0.890	0.801
6	1.294	1.132	1.000	0.886	0.793
7	1.308	1.138	1.000	0.886	0.788
8	1.312	1.140	1.000	0.884	0.786
9	1.319	1.145	1.000	0.884	0.786
10	1.319	1.144	1.000	0.881	0.785
11	1.322	1.142	1.000	0.882	0.784

2.4. Dosimetría de la mama

Tabla 2.8: Factor de conversión c para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y un rango de glandularidades entre un 1 y un 100 % (HVL 0.40 mm Al) [Dance et al. 2000]

Espesor de compresión (cm)	Glandularidad (%)				
	1	25	50	75	100
2	1.111	1.054	1.000	0.949	0.900
3	1.181	1.087	1.000	0.922	0.851
4	1.227	1.105	1.000	0.907	0.825
5	1.258	1.120	1.000	0.899	0.810
6	1.276	1.125	1.000	0.890	0.798
7	1.292	1.132	1.000	0.887	0.793
8	1.302	1.136	1.000	0.885	0.790
9	1.308	1.138	1.000	0.884	0.789
10	1.311	1.138	1.000	0.883	0.788
11	1.315	1.140	1.000	0.885	0.791

Tabla 2.9: Factor de conversión c para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y un rango de glandularidades entre un 1 y un 100 % (HVL 0.45 mm Al) [Dance et al. 2000]

Espesor de compresión (cm)	Glandularidad (%)				
	1	25	50	75	100
2	1.099	1.052	1.000	0.948	0.905
3	1.169	1.080	1.000	0.924	0.858
4	1.209	1.102	1.000	0.909	0.829
5	1.248	1.115	1.000	0.898	0.815
6	1.267	1.125	1.000	0.891	0.801
7	1.283	1.129	1.000	0.892	0.797
8	1.298	1.137	1.000	0.887	0.799
9	1.301	1.135	1.000	0.886	0.792
10	1.305	1.138	1.000	0.886	0.791
11	1.312	1.138	1.000	0.885	0.789

Capítulo 3

El código de Monte Carlo MCNP (versión 5)

3.1. Introducción

Durante la última década y paralelo al desarrollo tecnológico de los ordenadores, el uso de métodos de Monte Carlo en el transporte de radiación ha aumentado considerablemente, desde aplicaciones en medicina hasta la protección radiológica [Carter and Cashwell 1975, Jenkins et al. 1988, Lux and Koblinger 1991]. En esos métodos, las trayectorias de las partículas se generan reproduciendo aleatoriamente las probabilidades físicas naturales de interacción con el medio. Sin la ayuda de los ordenadores, la estimación precisa de estas magnitudes con métodos de Monte Carlo sería excesivamente laboriosa, debido a la necesidad de producir una gran cantidad de números aleatorios durante el transporte de cada partícula.

Desde las primeras aplicaciones de los métodos de Monte Carlo se han desarrollado códigos específicos para resolver estos problemas y facilitar el muestreo y registro de partículas y de magnitudes dosimétricas. Los códigos más importantes centrados en el transporte de radiación son:

- El código EGS [Nelson et al. 1985], desarrollado originalmente en el Stanford Linear Accelerator Center en ANSI standard Fortran 77 y utilizado principalmente para transporte de fotones y electrones. Se encuentra estructurado en subrutinas por procesos físicos, lo que facilita el desarrollo de geometrías y de registros.
- La serie de códigos TIGER [Halbleib et al. 1992], desarrollada en fortran 77 para el transporte de fotones y electrones.
- El código PENELOPE [Baró et al. 1994], desarrollado por la Facultat de Ciències Físiques de la Universitat de Barcelona para el transporte de fotones, electrones y positrones.
- El código MCNP [Briesmaster 2000], desarrollado en Los Alamos National Laboratory originalmente en ANSI standard fortran 77 y en fortran 90 actualmente, para el transporte de fotones, neutrones y electrones.

- El código GEANT [Agostinelli et al. 2003], aunque programado inicialmente en C++ para el transporte de partículas a altas energías, actualmente se aplica también en el transporte a bajas energías.

De entre todos los códigos de Monte Carlo comentados anteriormente, se escogió en las simulaciones el MCNP porque es un código flexible que permite utilizar mediante tarjetas el modelado de fuentes y geometrías no convencionales, activar o desactivar efectos físicos durante el transporte de partículas, y utilizar técnicas de reducción de varianza y registros de magnitudes dosimétricas.

Este capítulo se divide en secciones que explican la estructura del código y las librerías de secciones eficaces. En la sección 3.2 se describe la evolución histórica del código MCNP, enlazando con la descripción de la librería MCPLIB04 de secciones eficaces para fotones y la descripción de la librería EL03 para el transporte de electrones en las secciones 3.3 y 3.4. En la sección 3.5 se describen los registros o *tallies* para la estimación de magnitudes dosimétricas con MCNP. Por último, en la sección 3.6 se exponen las condiciones técnicas para la implementación del código durante las simulaciones.

3.2. El código MCNP

El código MCNP (Monte Carlo N-Particle) es un código general de transporte de radiación (fotones, neutrones y electrones) por métodos de Monte Carlo, que permite la estimación de magnitudes dosimétricas, como la corriente, el flujo, la energía depositada o la energía depositada por unidad de masa, normalizadas por el número de historias simuladas.

El código MCNP surge en Los Alamos National Laboratory a partir de la unión de códigos de transporte de radiación por Monte Carlo. En 1963 se desarrolló el código MCS que resolvía problemas sencillos con neutrones, siendo sustituido por el código MCN en 1965, permitiendo el modelado de geometrías 3D y con las librerías de secciones eficaces almacenadas en ficheros independientes. Posteriormente, en 1973 surgió el código MCNG, que unía el anterior código MCN con el MCG, utilizado en el transporte acoplado de neutrones y fotones a altas energías. En 1977 surge la primera versión del código MCNP, respondiendo al nombre Monte Carlo Neutron Photon, formado por la unión del código MCNG con el código MCP, resolviendo problemas de transporte de fotones y neutrones hasta 1 keV. Desde 1977 el código MCNP ha evolucionado considerablemente, incluyendo desde la versión 4B la serie de códigos TIGER 3.0 (ITS) para el transporte de electrones [Hendricks 1997].

La última versión del código (MCNP5) se distribuyó a partir de 2003 en ANSI standard Fortran 90, incluyendo entre otras modificaciones el ensanchamiento Doppler de la energía del fotón dispersado en el efecto Compton a través de la subrutina DOPPLERP.F90.

3.3. Librería de transporte de fotones: MCPLIB04

El código de Monte Carlo MCNP5 utiliza por defecto la librería MCPLIB04 para el transporte de fotones [White 2002], basada en la librería EPDL97 para cálculos de transporte de fotones en el LLNL (Lawrence Livermore National Laboratory) [Cullen et al. 1997]. La librería MCPLIB04 incluye las secciones eficaces de fotones para los elementos con números atómicos $Z=1$ (hidrógeno) hasta $Z=100$ (fermio) en un rango de energías entre 1 *keV* y 100 *GeV*.

Para cada elemento, el número de intervalos de energía es variable, por lo que el código interpola logarítmicamente los valores tabulados en el caso de compuestos y mezclas. Esta librería incluye además las energías medias por interacción $H(E)$ (*heating number*) para cada elemento.

El autor de esta tesis ha desarrollado el código GetXS en FORTRAN 77 que permite leer y procesar directamente los datos incluidos en la librería MCPLIB04 para cada elemento. En las fig. 3.1, 3.2 y 3.3 se muestran las secciones eficaces por efecto fotoeléctrico, Compton y Rayleigh para el oxígeno ($Z=8$), obtenidas de la librería MCPLIB04 con el código GetXS.

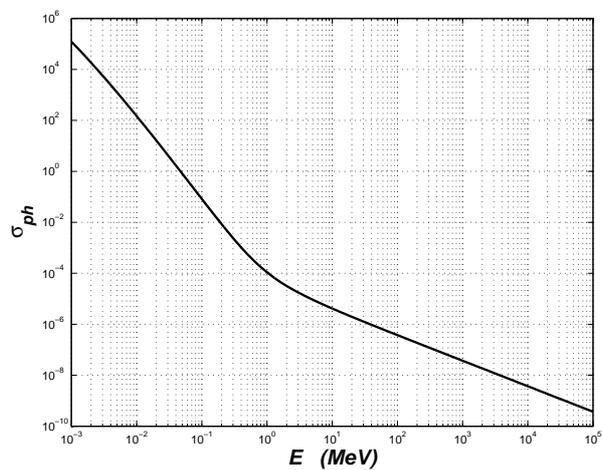


Figura 3.1: Secciones eficaces por efecto fotoeléctrico del oxígeno ($Z=8$) obtenidas de la librería MCPLIB04 con el código GetXS

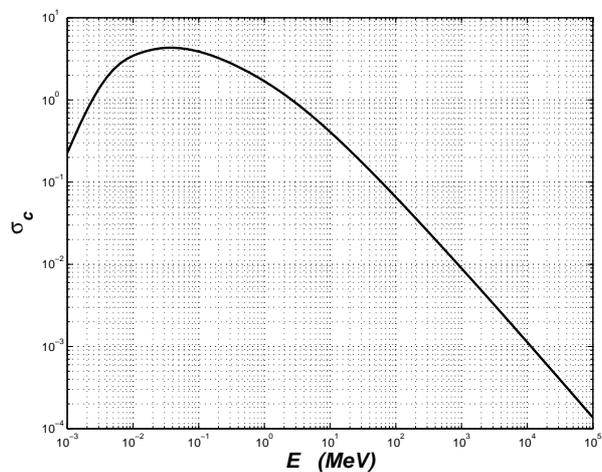


Figura 3.2: Secciones eficaces por efecto Compton del oxígeno ($Z=8$) obtenidas de la librería MCPLIB04 con el código GetXS

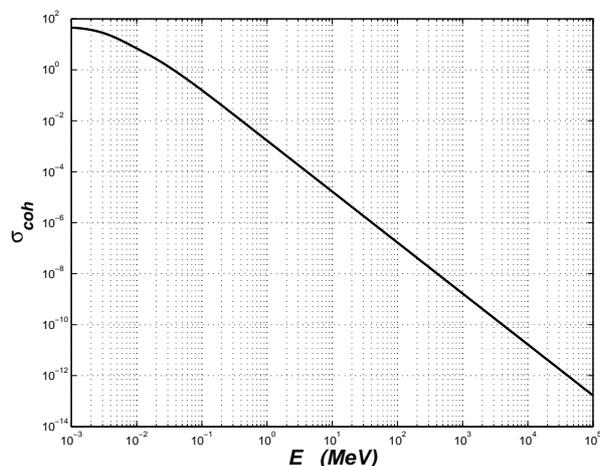


Figura 3.3: Secciones eficaces por efecto Rayleigh del oxígeno ($Z=8$) obtenidas de la librería MCPLIB04 con el código GetXS

3.4. Librería de transporte de electrones: EL03

La librería EL03 de secciones eficaces y otros datos para electrones está basada en la serie integrada de códigos TIGER (ITS) versión 3.0. El código de Monte Carlo MCNP5 utiliza por defecto la librería EL03 para el transporte de electrones, sustituyendo a la anterior librería EL01, que fue introducida en el código por primera vez en la versión 4C. Esta librería es una ampliación de la anterior librería EL01, basada a su vez en los códigos ITS versión 1.0.

MCNP5 incorpora un modelo de transporte para partículas cargadas condensado (*condensed random walk*), que consiste en dividir la trayectoria de la partícula en pasos y subpasos de energía, condensando el número de sucesos al final del subpaso de forma probabilística (*hard and soft collisions*) o determinística (*bremsstrahlung*).

En algunos códigos de Monte Carlo, el transporte de electrones se realiza bajo la hipótesis CSDA (*Continuous Slowing Down Approximation*), que considera que la pérdida de energía cinética es continua y constante. El rango CSDA o de Bethe, que se define como la longitud media de trayectoria que recorre un electrón con energía E_k en un medio infinito antes de ser absorbida completamente, se calcula como

$$\lambda_{tot} = - \int_0^{E_k} \frac{dy}{S_{tot}(y)} \quad (3.1)$$

donde S_{tot} es el poder de frenado total del material,

$$S_{tot} = - \frac{dE}{ds} \quad (3.2)$$

El tamaño del paso Δs_{tot} bajo la hipótesis CSDA se calcula como:

$$\Delta s_{tot} = \lambda_{tot}(E_k) - \lambda_{tot}(E_{k-1}) = - \int_{E_{k-1}}^{E_k} \frac{dy}{S_{tot}(y)} \quad (3.3)$$

MCNP5 calcula la disminución de energía entre pasos $\Delta E = E_k - E_{k-1}$ como $E_k = \alpha E_{k-1}$, donde $\alpha = 2^{1/8}$ es la disminución de energía en cada paso. Como consecuencia de la acumulación de un gran número de colisiones en un paso s , pueden ocurrir fluctuaciones estocásticas en la pérdida de energía (*energy straggling*). Además, debido a que en el método condensado la producción de electrones knock-on y fotones de *bremsstrahlung* y característicos se realiza de forma determinística, la longitud del paso se calcula únicamente a partir de las pérdidas debidas a las colisiones de electrones, es decir, $\Delta s_{tot} = \Delta s_{col}$, siendo

$$\Delta s_{col} = \lambda_{col}(E_k) - \lambda_{col}(E_{k-1}) = - \int_{E_{k-1}}^{E_k} \frac{dy}{S_{col}(y)} \quad (3.4)$$

donde S_{col} es el poder de frenado debido únicamente a las colisiones de electrones.

MCNP5 calcula esta integral aproximándola como

$$\Delta s_{col} \cong - \frac{S_{col}(E_k) + S_{col}(E_{k-1})}{S_{tot}(E_k) + S_{tot}(E_{k-1})} \int_{E_{k-1}}^{E_k} \frac{dy}{S_{tot}(y)} \quad (3.5)$$

donde el primer factor representa la fracción de poder de frenado colisional en el intervalo de energías entre E_k y E_{k-1} .

La pérdida de energía por unidad de longitud se estima como

$$\epsilon = \frac{\Delta E}{\Delta s_{col}} + \hat{\epsilon} \quad (3.6)$$

donde $\hat{\epsilon}$ es la energía perdida debida a las fluctuaciones, con una función de probabilidad $f(\hat{\epsilon}, \Delta s_{col})$.

Landau estudió la distribución de probabilidad de estas fluctuaciones, expresándola como [Landau 1944]

$$f(\hat{\epsilon}, \Delta s_{col})d\hat{\epsilon} = \phi(\lambda)d\lambda \quad (3.7)$$

donde

$$\phi(\lambda) = \frac{1}{2\pi i} \int_{x-i\infty}^{x+i\infty} e^{\mu \ln \mu + \lambda \mu} d\mu \quad (3.8)$$

siendo x un número positivo que indica la línea de integración de la función.

La variable λ se define como

$$\lambda = \frac{\hat{\epsilon}}{\xi} - \ln \left[\frac{2\xi m v^2}{(1 - \beta^2) I^2} \right] + \delta_F + \beta^2 - 1 + \gamma \quad (3.9)$$

siendo I el potencial medio de ionización, δ_F la corrección de Fermi por efecto de la densidad, γ la constante de Euler, $\beta = v/c$, siendo v la velocidad del electrón, y ξ un parámetro definido como

$$\xi = \frac{2\pi e^4 N Z}{m v^2} \Delta s_{col} \quad (3.10)$$

donde NZ es la densidad atómica de electrones en el material.

El número de subpasos m se define empíricamente entre $m = 2$ para $\bar{Z} < 6$ y $m = 15$ para $\bar{Z} < 15$, donde \bar{Z} es el número atómico promedio del compuesto, definido como

$$\bar{Z} = \frac{\sum_i Z_i N_i}{\sum_i N_i} \quad (3.11)$$

calculado para cada material en la subrutina XSGEN.F90 del código, donde N_i es la densidad atómica del elemento i .

MCNP5 calcula el tamaño del subpaso como $\Delta s_{col}/m$, donde únicamente se consideran las pérdidas debidas a colisiones inelásticas fuertes y débiles. La energía al final del subpaso se calcula como $E_j = E_{k-1} - \epsilon \Delta s_{col}/m - \sum_i E_i$, donde E_i es la energía de los fotones producidos por *bremsstrahlung*, de los rayos X característicos producidos por la ionización del medio y de los electrones *knock-on*. Si al final de algún subpaso $E_j < \alpha E_{k-1}$ la simulación del paso se termina, y se calcula de nuevo la pérdida de energía ϵ del nuevo paso con la energía inicial $E_k = E_j$.

3.5. Tallies o registros dosimétricos en MCNP5

En una simulación por Monte Carlo, cada partícula emitida por la fuente puede contribuir a la magnitud dosimétrica que se desea estimar, por lo que es necesario registrar cada una de dichas contribuciones. Un registro o *tally* es un contador de las contribuciones producidas por cada historia durante una simulación de Monte Carlo.

El código MCNP5 incluye siete *tallies* para la estimación de la respuesta $\langle q \rangle$ durante una simulación. Estas *tallies* se utilizan para estimar magnitudes dosimétricas como la corriente de partículas (j), el flujo (ϕ), la energía depositada (E_{dep}) o la energía depositada por unidad de masa (E_{dep}/m).

Cada tally en MCNP5 funciona de forma particular, registrando una magnitud distinta en situaciones diferentes. De esta forma se clasifican en tallies de superficie (F1, F2), de volumen (F4, F6, F7, F8) y puntuales (F5, FIR5, FIP5, FIC5). En las primeras, el registro se realiza cada vez que una partícula atraviesa la superficie de control, mientras que las segundas se produce cada vez que la partícula entra y sale del volumen considerado. Las tallies puntuales (F5, FIR5, FIP5, FIC5) realizan un registro cada vez que una partícula es generada o interacciona físicamente en el modelo. En cada uno de estos sucesos, se realiza el transporte de una pseudo-partícula, una partícula virtual que llega al detector en condiciones normales sin ser absorbida en el trayecto y que es eliminada después de registrar su contribución. Un asterisco (*) delante de cada tally multiplica el resultado por la energía de la partícula.

En la tabla 3.1 se presenta una clasificación y descripción de las tallies disponibles en MCNP5, mientras que en la fig. 3.4 se muestra un esquema de su funcionamiento.

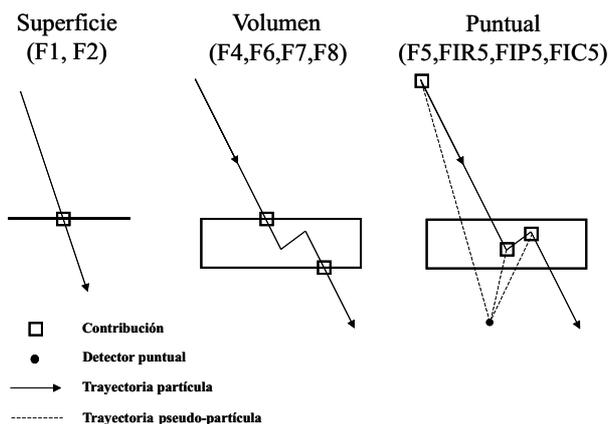


Figura 3.4: Esquema de contribuciones con tallies de superficie (F1, F2), de volumen (F4, F6, F7, F8) y puntuales (F5, FIR5, FIC5, FIP5)

Tabla 3.1: Descripción general de las tallies disponibles en MCNP5 para la estimación de magnitudes dosimétricas

Tally	Partículas ^a	Descripción
F1	N P E	Corriente en superficie
F2	N P E	Flujo en superficie
F4	N P E	Flujo medio en volumen
F5	N P	Flujo en un punto o anillo
FIR5	N P	Flujo en una matriz de puntos (Tally radiográfica rectangular)
FIP5	N P	Flujo en una matriz de puntos (Tally radiográfica por <i>pinhole</i>)
FIC5	N P	Flujo en una matriz de puntos (Tally radiográfica cilíndrica)
F6	N P	Energía depositada por unidad de masa en volumen
F7	N	Energía depositada por fisión en volumen
F8	N P E	Pulso de partículas o energía depositada en volumen

^a N (neutrones), P (fotones) y E (electrones)

A continuación, se describen las tallies utilizadas en esta tesis para la estimación de magnitudes dosimétricas:

- Tally F2: La tally F2 estima el flujo a través de una superficie como

$$\phi^{F2} = \frac{1}{A} \left(\frac{w}{|\cos\theta|} \right) \quad (3.12)$$

donde A es el área de la superficie, w es el peso de la partícula y $\cos\theta$ es el coseno del ángulo entre la superficie y la dirección incidente de la partícula.

- Tally F4: La tally F4 estima el flujo medio en una celda como

$$\phi^{F4} = \left(\frac{wT}{V} \right) \quad (3.13)$$

donde V es el volumen de la celda y T es la estimación de la longitud de seguimiento, es decir, la velocidad de la partícula por el tiempo de tránsito en la celda.

- Tally F5: La tally F5 estima el flujo en un punto a través de una aproximación pseudo-determinística como

$$\phi^{F5} = \phi_{uncol}^{F5} + \phi_{col}^{F5} \quad (3.14)$$

siendo ϕ_{uncol}^{F5} y ϕ_{col}^{F5} la estimación del flujo debida a la fuente (directa o *un collided*) y a las interacciones en el modelo (dispersa o *collided*).

En el caso de la contribución directa, el estimador utilizado es

$$\phi_{uncol}^{F5} = wp(\hat{\Omega}) \frac{e^{-\lambda}}{\Delta^2} \quad (3.15)$$

siendo w el peso inicial de la partícula, $p(\hat{\Omega})$ la probabilidad de emitir una partícula en la dirección $\hat{\Omega}$ y Δ la distancia desde el punto de emisión hasta el detector. Cada vez que una partícula es emitida por la fuente se registra en el valor final de la tally.

El coeficiente λ se calcula como la suma de las atenuaciones debidas a los diferentes materiales desde la fuente al detector

$$\lambda = \sum_i \mu_i \delta_i \quad (3.16)$$

donde μ_i es el coeficiente de atenuación del material i y δ_i la longitud de la trayectoria de la partícula en el material.

En el caso de la contribución dispersa ϕ_{col}^{F5} , el estimador utilizado es el mismo que el utilizado en la contribución directa, solo que en este caso w es el peso de la partícula antes de la interacción, $p(\hat{\Omega})$ es la probabilidad de que la partícula sea emitida en la dirección $\hat{\Omega}$ y Δ es la distancia entre la interacción y el detector.

- Tally F6: La tally F6 estima la energía depositada por unidad de masa en una celda formada por un elemento como

$$E_{dep}^{F6}/m = \frac{\rho_{a,i}}{\rho} \sigma_t(E) H(E) \phi^{F4} \quad (3.17)$$

donde ρ_a y ρ son las densidades atómica y másica de la celda, σ_t es la sección eficaz microscópica total y H_i es la energía media por interacción, definida como

$$H(E) = E - \sum_j \frac{\sigma_j}{\sigma_t} \bar{E}_{out,j} = \frac{E}{\sigma_t} (\sigma_{ph} f_{ph} + \sigma_c f_c) \quad (3.18)$$

donde $\bar{E}_{out,j,i}$ es la energía media de salida de los fotones en la reacción j .

Si se sustituye (3.18) en (3.17), se obtiene que

$$E_{dep}^{F6}/m = E \frac{\rho_a}{\rho} (\sigma_{ph} f_{ph} + \sigma_c f_c) \phi^{F4} = E \frac{\mu_{tr}}{\rho} \phi^{F4} \quad (3.19)$$

que es la contribución al kerma depositado en la celda. Como se observa, la tally F6 es válida para estimar la energía depositada por unidad de masa en condiciones de equilibrio electrónico, ya que se asume que toda la energía transferida a las partículas cargadas se deposita localmente, sin considerar las pérdidas debidas al transporte de electrones.

- Tarjeta FM: Esta tarjeta permite al usuario diversas opciones de cálculo, entre ellas, modificar una tally por un multiplicador definido como

$$FM = C \left[\sum_j \chi_j \sigma_j(E) \right] [\gamma H(E)] \quad (3.20)$$

donde C es una constante de multiplicación, mientras que χ_j y γ son parámetros definidos por el usuario para activar σ_j o H respectivamente.

En el caso de que el multiplicador FM se utilice con las tarjetas F2, F4 y F5, siendo la constante $C = \rho_a/\rho$, y los parámetros $\chi_j=1 \forall j$ y $\gamma=1$, dichas tallies estimarán el kerma incidente en una superficie, en un volumen y en un punto, respectivamente, de forma similar al estimador de la tally F6.

Un caso particular ocurre cuando se desactiva la producción de electrones y de fotones de *bremsstrahlung* durante la simulación. En este caso, la tally F6 produce el mismo resultado que la combinación de tallies F4+FM.

- Tarjetas DE/DF: Estas tarjetas permiten al usuario introducir una función de respuesta que multiplique el flujo previamente calculado en un resultado dosimétrico. Si se introduce el coeficiente másico de absorción lineal de energía (μ_{en}/ρ) en las tarjetas DE/DF y se calcula el flujo medio energético en un volumen (tally *F4), el resultado será la dosis media absorbida en dicho volumen por el material considerado.

3.6. Implementación

Se ha utilizado la versión 1.30 del código MCNP5 para simular las exposiciones mamográficas. Esta versión incorpora en los modelos de transporte el ensanchamiento Doppler de la energía del fotón dispersado durante el efecto Compton. Sin embargo, la subrutina DOPPLER.F90 incluye un *bug* que hace que en determinados problemas a bajas energías y con átomos de hidrógeno en el archivo de entrada pueda ocurrir un bucle infinito durante la simulación.

En el caso de que un fotón de baja energía E incida con un átomo de hidrógeno, puede ocurrir que debido a que la energía de ligadura del electrón en el hidrógeno es pequeña ($E_{bind}=1.4e-2$ keV), la energía máxima de transferencia sea también pequeña ($E_{max} = E - E_{bind}$). La proyección del momento del electrón en la dirección del

vector de transferencia de momento, $p_z = \vec{p} \cdot \vec{q} / q$, es una magnitud que caracteriza la probabilidad de interacción por efecto Compton por capa. El valor máximo de la proyección p_z se alcanza cuando $E' = E_{max} = E - E_{bind}$, siendo E' la energía del fotón dispersado, y por lo tanto

$$p_z^{max} = -\frac{1}{\alpha} \frac{E - E' - EE'(1 - \cos\theta)/mc^2}{\sqrt{E^2 + E'^2 - 2EE'(1 - \cos\theta)}} \quad (3.21)$$

siendo α la constante de estructura fina.

El código realiza una búsqueda binaria con el valor de p_z^{max} entre los valores tabulados de probabilidades de colisión con un electrón con momento p_z . En el caso del hidrógeno, el valor mínimo de momento tabulado es $p_z^{min} = 6.5114267e-02 \text{ mc}^2/h$, por lo que si $p_z^{max} < p_z^{min}$, la probabilidad de colisión es nula y por lo tanto $p_z = 0$, es decir, el fotón colisiona con un electrón libre. Sin embargo, en la versión 1.30 del código no se ha considerado este caso, asumiendo que $p_z > 0$ en todas las colisiones, por lo que la simulación entra en un bucle infinito. La fig. 3.5 representa los puntos $(E, \cos\theta)$ que delimitan la región donde ocurre el bucle infinito en la versión 1.30 del código MCNP5. La solución propuesta por el autor de esta tesis consistió en imponer la condición $p_z = 0$ produciendo una interacción con un electrón libre. Esta solución fue enviada a Los Alamos coincidiendo con la solución introducida en el código en futuras versiones.

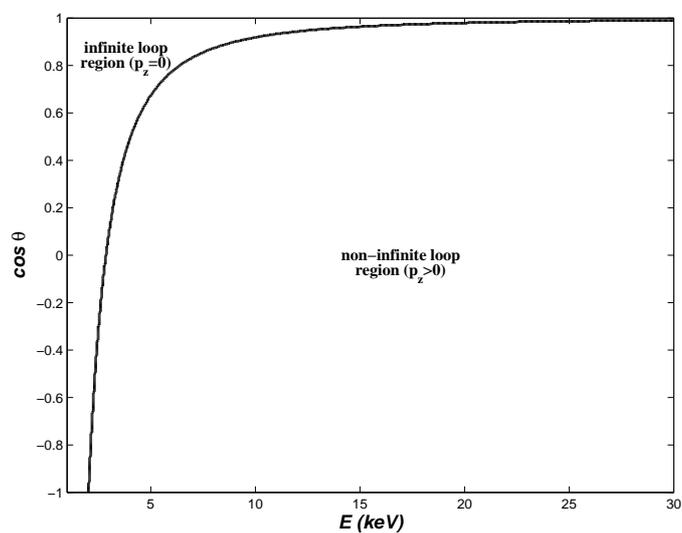


Figura 3.5: Delimitación de los puntos $(E, \cos \theta)$ de la región del bucle infinito en la versión 1.30 del código MCNP5

La tabla 3.2 muestra las variables que utiliza la subrutina DOPPLERP.F90 para resolver el ensanchamiento de la energía del fotón en el efecto Compton.

Tabla 3.2: Variables utilizadas en la subrutina DOPPLERP.F90

	Variable	Descripción
E	ene	Energía del fotón incidente
E'	esc	Energía del fotón después del efecto Compton
$\cos \theta$	amu	Coseno del ángulo después del efecto Compton
p_z	pzrn	Proyección Z del momento del electrón
mc^2	asc1	-

La sección de la subrutina DOPPLERP.F90 donde se encuentra el bucle infinito se reproduce a continuación, donde se ha introducido la condición $p_z = 0$:

```
! Subrutine DOPPLERP.F90
```

```
...  
if( pzrn<=zero .or. pzmax<zero ) then  
esc = ene/(1.+ene*asc1*(1.-amu))  
exit  
endif
```

Las simulaciones con el código MCNP5 (versión 1.30) se han ejecutado en un SGI Altix 3700 con 48 procesadores Intel[®] Itanium[®] II y sistema operativo Linux RedHat.

Capítulo 4

Simulación con MCNP5 de una exposición mamográfica

4.1. Introducción

En este capítulo se describe el modelado general con el código de Monte Carlo MCNP5 de un equipo mamográfico utilizado en los centros y unidades de cribado. Este modelo se ha empleado en diferentes escenarios que representan la exposición del equipo en condiciones clínicas y durante los controles de calidad. En el Apéndice A se encuentra la descripción de las entradas de los escenarios utilizadas en las simulaciones con MCNP5.

Este capítulo se divide en diferentes secciones, que describen la geometría del equipo mamográfico y las condiciones particulares de la simulación. En la sección 4.2 se describen los elementos más importantes utilizados en el modelado del equipo mamográfico: el generador de rayos X, el soporte compresor y el bucky, que contiene el soporte de mama, la rejilla antidifusora y el sistema detector de imagen, con una composición variable según el equipo. La sección 4.3 describe las técnicas de reducción de varianza (TRV) utilizadas en las simulaciones de los escenarios de exposición. En la sección 4.4 se describe el modelado de los elementos específicos utilizados exclusivamente en los escenarios de exposición: detector PMX, modelo de mama, modelo de maniquí y detector del Control Automático de Exposición. Por último, en la sección 4.5 se muestran los resultados dosimétricos obtenidos en las simulaciones.

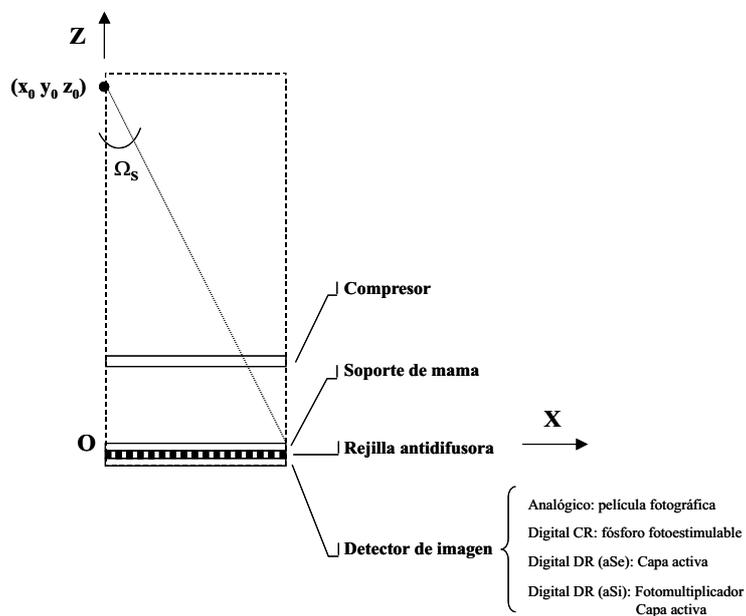


Figura 4.1: Esquema general del modelo de equipo mamográfico

4.2. Modelado del equipo mamográfico

4.2.1. Introducción

El equipo mamográfico se ha modelado como una celda de dimensiones $L_x \times L_y \times L_z$ con una fuente puntual de emisión de rayos X, un compresor de mama y un bucky, que contiene un soporte de mama, una rejilla antidifusora y un sistema detector de imagen. El origen de coordenadas del sistema se ha situado centrado en la intersección del plano del pecho con el plano del soporte de mama. En la fig. 4.1 se muestra un esquema del modelo de equipo mamográfico utilizado en la simulación de los escenarios de exposición, donde se observa que el modelo varía según el detector de imagen utilizado.

El compresor es el elemento del mamógrafo que comprime de arriba a abajo la mama contra el soporte inferior. Se ha modelado como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ con un espesor Δ_c .

El soporte inferior es el elemento del bucky que sujeta la mama. Se ha modelado como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ con un espesor Δ_s .

4.2. Modelado del equipo mamográfico

La rejilla antidifusora es el elemento que absorbe la radiación dispersa en la mama o en los elementos del mamógrafo, aumentando la calidad de la imagen. La descripción del modelo de rejilla se describe detalladamente en la subsección 4.2.3.

El sistema detector de la imagen se ha modelado como una celda de espesor Δ_i . La descripción del modelo de sistema de imagen se describe detalladamente en la subsección 4.2.4.

Se ha asignado un número de celda constante a cada uno de los elementos de los modelos. En la tabla 4.1 se muestran el número de celda asignado y su descripción.

Tabla 4.1: Descripción de las celdas utilizadas en el modelo de mamógrafo

	Descripción
1	Mamógrafo
2	Compresor
3	Soporte de mama
4	Rejilla antidifusora
5	Detector de imagen
66	Exterior

En la tabla 4.2 se muestran algunas de los parámetros básicos utilizados en el modelado del mamógrafo con el código MCNP5.

Tabla 4.2: Descripción de los parámetros básicos del modelo de mamógrafo

	Descripción	cm
L_x	Dimensión X del mamógrafo	18
L_y	Dimensión Y del mamógrafo	24
L_z	Dimensión Z del mamógrafo	67
Δ_c	Espesor del compresor	0.3
Δ_s	Espesor del soporte de mama	0.5
Δ_i	Espesor del detector de imagen	0.15

La celda del modelo que representa el equipo mamográfico se ha rellenado con aire ($\rho = 1.205 \times 10^{-3}$ g/cc), el soporte compresor se ha modelado de polimetil-metacrilato (PMMA) ($\rho = 1.19$ g/cc) y el soporte de mama de material compuesto de fibra de carbono ($\rho = 1.273$

g/cc). En la tabla 4.3 se muestra la composición elemental de los materiales básicos utilizados en el modelado del mamógrafo.

Tabla 4.3: Composición elemental de los materiales del modelo de mamógrafo [Dance and Hunt 2002]

	Aire (m1)	PMMA (m2)	Fib. carbono (m3)
H (%)	-	8.1	4.2
C (%)	0.0124	59.9	79.3
N (%)	75.5268	-	1.2
O (%)	23.1781	32.0	14.5
S (%)	-	-	0.8
Ar (%)	1.2827	-	0.8

En todas las simulaciones se ha considerado un número constante de historias de $N=10^7$, introduciéndose en el código a través de la tarjeta NPS.

4.2.2. Tubo generador de rayos X

Introducción

La emisión de rayos X del equipo mamográfico se ha aproximado a una fuente puntual situada en el punto de coordenadas (x_0, y_0, z_0) , emitiendo partículas con una energía dada por la función de probabilidad $p(E)$ y con una dirección dada por la función de probabilidad $p(\Omega_S)$, siendo Ω_S el ángulo sólido de emisión de la fuente. En la tabla 4.4 se muestran las coordenadas de posición de la fuente (x_0, y_0, z_0) y el vector de referencia para definir la dirección de emisión (u_0, v_0, w_0) .

Tabla 4.4: Posición y vector de referencia de emisión de la fuente

	Descripción	cm
x_0	Posición en X de la fuente	0.001
y_0	Posición en Y de la fuente	0
z_0	Posición en Z de la fuente	60
u_0	Coseno director de emisión en X	0
v_0	Coseno director de emisión en Y	0
w_0	Coseno director de emisión en Z	-1

Espectro de emisión

El espectro del generador de rayos X se ha tomado del *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [IPEM 1988] a 25 kV, 28 kV y 31 kV para un ánodo de molibdeno con una filtración de 30 μm de molibdeno y 1 mm de berilio, que modela el espesor de la ventana del tubo. El catálogo proporciona el número de fotones por mAs y por estereoradián y la fluencia ψ_k por mAs a una distancia de $\Delta_0 = 750$ mm, en k intervalos discretos de energía con $\Delta E_k = 0.5$ keV.

La probabilidad de emisión $p(E_k)$ se calcula a partir de los valores del catálogo como $p(E_k) = \psi_k / \psi_0$, donde $\psi_0 = \sum_k \psi_k$. El número total de fotones primarios emitidos por el tubo de rayos X, Ψ_0 , se utiliza directamente para estimar la respuesta de una simulación por Monte Carlo, ya que ésta se normaliza por el número de historias simuladas N . El número total de fotones se ha calculado como

$$\Psi_0 = p(\Omega_S) \Omega_0 \Delta_0^2 \psi_0 mAs \quad (4.1)$$

donde mAs es la carga del tubo de rayos X y $\Omega_0 = 4\pi$ es el ángulo sólido total, siendo $p(\Omega_S) = \Omega_S / 4\pi$ la probabilidad de emitir con un ángulo sólido Ω_S . En la fig. 4.5 se observa el espectro energético, donde se aprecia la disminución del flujo a partir de 20 keV debida a la presencia del filtro de molibdeno.

En la tabla 4.5 se describen los parámetros más importantes calculados por el Catálogo de espectros para 25, 28 y 31 kV, incluyendo los valores experimentales de HVL para dichos espectros con y sin soporte compresor (3 mm PMMA) publicados por Jansen [Jansen and Zoetelief 1994] y proporcionados en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía.

Tabla 4.5: Descripción de los espectros según el Catalogue of Diagnostic X-ray Data a 75 cm (Mo + 30 μm Mo + 1 mm Be) y valores de HVL [Jansen and Zoetelief 1994]

kV	\bar{E} (keV)	ψ_0 (fotones/ $mAs\ mm^2$)	K_a ($\mu\text{Gy}/mAs$)	HVL (mm Al) sin compresor	HVL (mm Al) con 3 mm PMMA
25	15.8	$2.533 \cdot 10^5$	83.11	0.28	0.34
28	16.4	$3.722 \cdot 10^5$	112.8	0.32	0.37
31	16.9	$5.116 \cdot 10^5$	145.6	0.35	0.39

Dirección de emisión

El haz de radiación se ha modelado como un rectángulo de área $S = L_x \times L_y = |x_2 - x_1| \times |y_2 - y_1|$, siendo x_1, x_2, y_1 e y_2 las coordenadas de las esquinas del rectángulo,

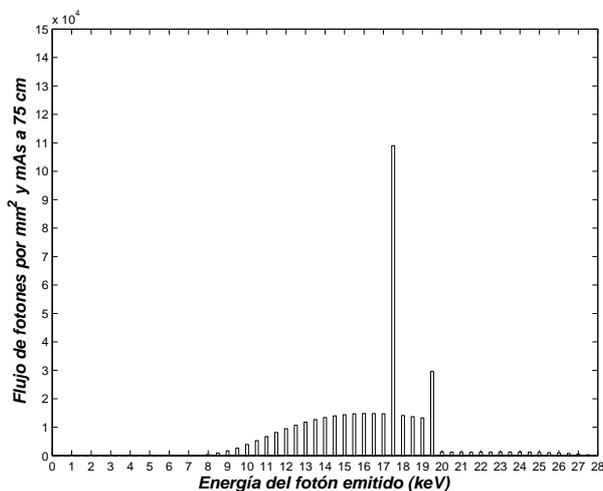


Figura 4.2: Flujo de fotones por mm^2 y mAs a una distancia de 750 mm y a 28 kV para un ánodo Mo y filtración $30 \mu\text{m}$ de Mo + 1 mm Be

situado a una distancia z_0 de la fuente. El área S coincide con la superficie del soporte de mama de forma que toda la superficie del sistema de imagen esté irradiada. La técnica de irradiar con partículas únicamente la zona de interés en una simulación con Monte Carlo se conoce como sesgo direccional o *rastering*. En esta técnica se debe comprobar que no existen zonas en el modelo que contribuyan significativamente a la respuesta fuera del haz de radiación. De esta forma, la eficiencia η de la simulación, definida como el número de partículas que contribuyen a la respuesta por historia simulada, aumenta en $1/p(\Omega_S)$, siendo en este caso $p(\Omega_S) = \Omega_S/\Omega_0$, donde Ω_S es el ángulo sólido subtendido por una superficie S , definido como

$$\Omega_S \equiv \int_S \frac{\vec{n} \cdot \vec{r} dA}{r^2} \quad (4.2)$$

donde \vec{n} es un vector unitario y \vec{r} es la distancia desde la fuente hasta el diferencial de área dA .

Sabiendo que en coordenadas cartesianas $\vec{n} \cdot \vec{r} dA = \cos\theta dx dy$ y que para una fuente situada a una distancia constante z_0 desde la superficie S del bucky se cumple que

$$r^2 = x^2 + y^2 + z_0^2 \quad (4.3)$$

$$r = \frac{\cos\theta}{z_0} \quad (4.4)$$

4.2. Modelado del equipo mamográfico

obteniéndose que el ángulo sólido buscado es

$$\Omega_S = \int_{x_1}^{x_2} \int_{y_1}^{y_2} \frac{z_0}{(x^2 + y^2 + z_0^2)^{3/2}} dx dy \quad (4.5)$$

Resolviendo la integral (4.5), se obtiene finalmente

$$\begin{aligned} \Omega_S = & \tan^{-1} \left(\frac{x_1 y_1}{z_0 \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_0^2}} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{x_2 y_2}{z_0 \sqrt{x_2^2 + y_2^2 + z_0^2}} \right) - \\ & \tan^{-1} \left(\frac{x_1 y_2}{z_0 \sqrt{x_1^2 + y_2^2 + z_0^2}} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{x_2 y_1}{z_0 \sqrt{x_2^2 + y_1^2 + z_0^2}} \right) \end{aligned} \quad (4.6)$$

donde $\Omega_S = 0,112 \text{ sr}$ a $z_0 = 60 \text{ cm}$ y con $x_1 = 0 \text{ cm}$, $x_2 = 18 \text{ cm}$, $y_1 = -12 \text{ cm}$ y $y_2 = 12 \text{ cm}$.

Subrutina SOURCE.F90

El código de Monte Carlo MCNP asume por defecto una emisión isotrópica, permitiendo únicamente asimetrías en el ángulo polar θ de emisión. Si la fuente real emite partículas con un determinado ángulo sólido Ω_S , no existe la posibilidad de cambiar la emisión por defecto sin modificar el código fuente.

El archivo SOURCE.F90 es una subrutina que se introduce en el código para modelar cualquier clase de fuente, en lugar de las tarjetas definidas SDEF/SSR/KCODE. El archivo SOURCE.F90 es una subrutina que se introduce en el código para que el usuario modifique la fuente de emisión durante las simulaciones. Las salidas de esta subrutina son la posición de la partícula (variables XXX, YYY y ZZZ), los cosenos directores de la emisión (variables UUU, VVV y WWW) y la energía (ERG).

La subrutina SOURCE.F90 se ha modificado para emitir partículas en el interior del ángulo sólido Ω_S con una energía definida por la función de probabilidad $p(E_k)$ (Apéndice B). La energía *ERG* del fotón se muestrea utilizando la subrutina SMPSRC.F90, que tiene como entrada la distribución de probabilidad definida por el par de tarjetas SI1/SP1 en el archivo de entrada.

La dirección de emisión (UUU, VVV, WWW) se muestrea generando aleatoriamente para cada historia las coordenadas del punto x_n e y_n , a través de la subrutina SMPSRC.F90:

$$x_n = x_1 + \xi(x_2 - x_1) \quad (4.7)$$

$$y_n = y_1 + \xi'(y_2 - y_1) \quad (4.8)$$

donde ξ y ξ' son dos números aleatorios entre $[0,1]$.

El punto $(x_n, y_n, 0)$ sobre el soporte de mama y la fuente (x_0, y_0, z_0) definen la dirección de emisión a partir del coseno del ángulo polar

$$\cos\theta = \frac{z_0}{\sqrt{(x_n - x_0)^2 + (y_n - y_0)^2 + z_0^2}} \quad (4.9)$$

y el ángulo azimutal

$$\tan\phi = \frac{x_n - x_0}{y_n - y_0} \quad (4.10)$$

siendo los cosenos directores del fotón emitido

$$u = \cos\phi\sqrt{1 - \cos^2\theta} \quad (4.11)$$

$$v = \sin\phi\sqrt{1 - \cos^2\theta} \quad (4.12)$$

$$w = \cos\theta \quad (4.13)$$

Las tarjetas IDUM y RDUM se introducen en el archivo de entrada de MCNP5 por el usuario para proporcionar valores a variables enteras y reales, respectivamente, en el caso de que alguna subrutina haya sido modificada. En este caso se ha introducido una tarjeta RDUM para definir la posición de la fuente (x_0, y_0, z_0) y el vector de emisión (u_0, v_0, w_0) , utilizados en la subrutina SOURCE.F90.

Subrutina SRCDX.F90

El archivo SRCDX.F90 es una subrutina que se utiliza para definir la función de densidad de probabilidad de emitir una partícula desde la fuente a un detector puntual o de imagen, $p(\Omega_0)$, en el caso de que el usuario haya introducido una fuente sesgada. El código MCNP asume por defecto una simetría en el ángulo azimutal de emisión, $p(\Omega_0) = p(\mu_0)/2\pi$. La variable PSC se define como la función de densidad de probabilidad de emitir hacia un detector puntual. De esta forma, la probabilidad de emitir partículas en cualquier ángulo Ω_0 es $p(\Omega_0) = 1/\Omega_0$ y por lo tanto, la variable PSC debe calcularse durante las simulaciones como $PSC = 2\pi/\Omega_0$, considerando la simetría azimutal de MCNP (Apéndice B).

4.2.3. Rejilla antidifusora

Introducción

La rejilla antidifusora es un elemento del mamógrafo cuya finalidad es la de eliminar la radiación dispersa que alcanza la película y conseguir mayor contraste en la imagen. Sin embargo, debido a que la atenuación del bucky es mayor, el tiempo de exposición aumenta y por lo tanto los niveles de exposición son mayores.

Las rejillas están formadas por dos zonas diferenciadas: el material absorbente y el material de relleno. Existen diferentes tipos de rejillas, siendo las oblicuas y las enfocadas las más extendidas [UNE 20-617-81]. En la fig. 4.3 se muestra un esquema de rejilla oblicua de ángulo α , de dimensiones h y d y espaciado D .

Transmisión en una rejilla

Cuando un fotón con cosenos directores v y w incide sobre la superficie de una rejilla oblicua debe atravesar una distancia total l que viene dada por

$$l = l_s + l_i = \frac{h}{|w|} \quad (4.14)$$

donde l_s es el recorrido en el material absorbente y l_i el recorrido en el material de relleno.

Definamos como P la proyección del haz en la dirección O'Y' de la rejilla

$$P = l|v'| = h \frac{|v'|}{|w|} \quad (4.15)$$

y como P_s la contribución de P en el material absorbente,

$$P_s = l_s|v'| \quad (4.16)$$

donde v' es la proyección del coseno director v

$$v' = v - \frac{w}{\operatorname{tg}\alpha} \quad (4.17)$$

La transmisión T o probabilidad de que un fotón incidente en el punto x_i con energía E' atraviese sin interactuar la rejilla se calcula como

$$T(v, w, x_i) = \exp(-\mu_i l_i - \mu_s l_s) = \exp\left(-\mu_i \frac{h}{|w|} - \Delta\mu \frac{P_s}{|v'|}\right) \quad (4.18)$$

donde μ_s y μ_i son los coeficientes de atenuación del absorbente y del relleno para la energía E' , respectivamente y $\Delta\mu = \mu_s - \mu_i$ es la diferencia de coeficientes de atenuación para dicha energía.

El número de unidades de rejilla completas que atraviesa el fotón incidente será

$$n = \text{int}(P/C) \quad (4.19)$$

donde se puede expresar

$$P = nC + q \quad (4.20)$$

y puesto que la contribución a P_s de una unidad de celda es d'

$$P_s = nd' + q_s \quad (4.21)$$

Sustituyendo (4.21) en (4.18), se obtiene la probabilidad de transmisión T como

$$T(v, w, x_i) = A \exp(-q_s/\beta) \quad (4.22)$$

siendo

$$\beta = |v'|/\Delta\mu \quad (4.23)$$

y

$$A = \exp\left(-\frac{\mu_i h}{|w|} - \frac{nd'}{\beta}\right) \quad (4.24)$$

Si la probabilidad de transmisión $T(v, w, x_i)$ se promedia en función de la posición de incidencia x_i a lo largo de una unidad de rejilla C , se obtiene la probabilidad total de transmisión, sin importancia del punto de incidencia en la rejilla,

$$T(v, w) = \frac{1}{C} \int_0^C T(v, w, x_i) dx_i = A \frac{B}{C} \quad (4.25)$$

con

$$B = \int_0^C \exp(-q_s/\beta) dx_i \quad (4.26)$$

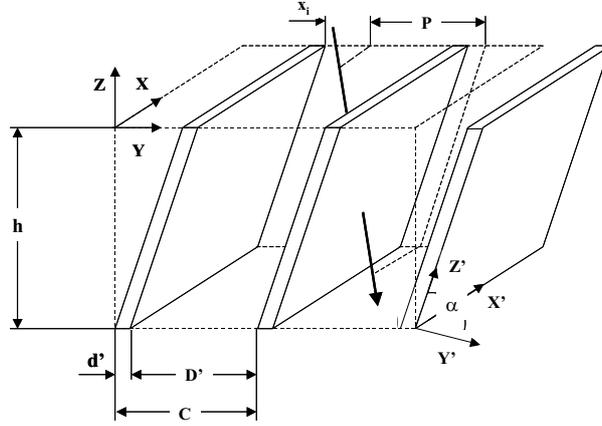


Figura 4.3: Esquema de rejilla antidifusora oblicua de ángulo α

Resolviendo la integral se obtiene una expresión del parámetro B que permite calcular la probabilidad de transmisión para cualquier fotón incidente en la rejilla en función de q y de los parámetros básicos del diseño [Day and Dance 1983]

$$B = (|q - D'| + 2\beta) \exp\left[-\frac{q - D'}{\beta} \Theta(q - D')\right] + (|d' - q| - 2\beta) \exp\left[-\frac{d' + q - |d' - q|}{2\beta}\right] \quad (4.27)$$

donde $q = P - nC$ y Θ la función de Heaviside o escalón.

Modelo de rejilla en MCNP5

Cuando una partícula llega a la rejilla, en función de los parámetros físicos y materiales de la rejilla, de la dirección de incidencia del fotón y de su energía tendrá una probabilidad $T(v, w) = A B/C$ de atravesarla, definida en (4.25). La atenuación en la rejilla se puede modelar como una disminución en el peso de las partículas que la atraviesan, de forma que el peso al atravesarla sea:

$$w_j = w_0 T(v, w) \quad (4.28)$$

Las rejillas paralelas son un tipo especial de rejilla oblicua con ángulo $\alpha = \pi/2$, es decir, con las láminas de absorbente perpendiculares al plano de la imagen, siendo $d' = d$. La rejilla

del mamógrafo se ha modelado paralela con láminas de wolframio ($\rho=19.3$ g/cc) con una altura h y con un espesor d y relleno de fibra de carbono ($\rho=1.273$ g/cc), con una relación de rejilla $r = h/D$. La tabla 4.6 recoge los valores utilizados en las simulaciones.

Tabla 4.6: Descripción de los parámetros básicos del modelo de rejilla ($r=5:1$)

	Descripción	μm
h	Altura de rejilla	100
d	Espesor de absorbente	15
D	Espesor de relleno	20

El archivo TALLYX.F90 es una subrutina que se introduce en el código para que el usuario modifique el muestreo de una tally durante las simulaciones. En este caso, la subrutina TALLYX.F90 calcula para cada partícula incidente en la rejilla la transmisión $T(v, w)$, que depende de los cosenos directos v y w del fotón incidente, independientemente de la posición de incidencia (Apéndice B).

Para el cálculo de T se han utilizado 514 grupos de energía para el coeficiente de atenuación del wolframio y 443 grupos para el material de relleno, que en este caso es fibra de carbono, interpolándolos linealmente para la energía del fotón incidente en la rejilla en cada historia de la simulación. Las figuras 4.4 y 4.5 muestran los coeficientes de atenuación del wolframio y de la fibra de carbono obtenidos a partir de la librería MCPLIB04 con el código GetXS.

4.2. Modelado del equipo mamográfico

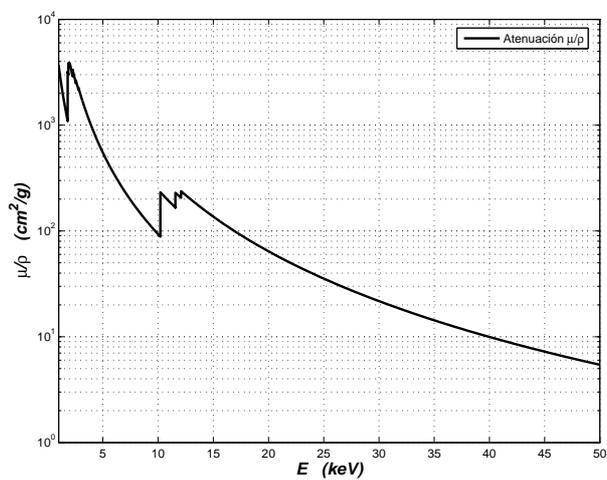


Figura 4.4: Coeficiente másico de atenuación del material absorbente (wolframio)
Fuente: MCPLIB04

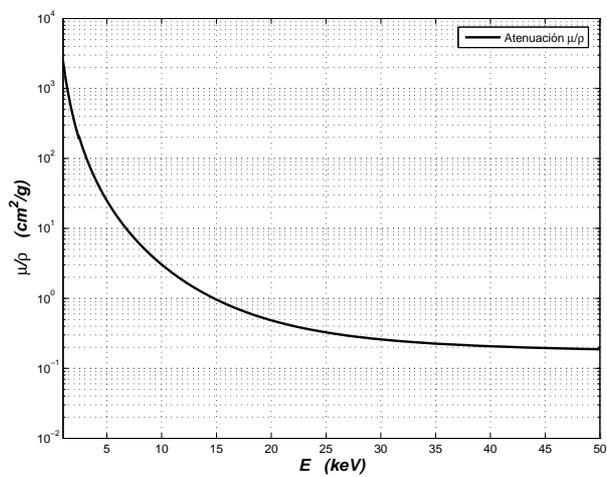


Figura 4.5: Coeficiente másico de atenuación del material de relleno (fibra de carbono)
Fuente: MCPLIB04

4.2.4. Sistema detector de imagen

Introducción

El sistema detector de imagen es el elemento que absorbe la radiación incidente que consigue atravesar el sistema para transformarla posteriormente en una imagen médica. En la actualidad, los sistemas de receptores de la imagen utilizados en mamografía pueden ser analógicos (película fotográfica) o digitales, siendo en este caso indirectos (CR) o directos (DR), dependiendo de si se necesita un lector externo al equipo para procesar la imagen o se obtiene directamente tras la exposición.

Analógico

La radiografía analógica o convencional utiliza como receptor de imagen un chasis dotado de pantalla de refuerzo y de película fotográfica. La película registra la luz originada por el haz de rayos X en la pantalla de refuerzo, convirtiéndola en una imagen latente que se visualiza, tras el proceso de revelado, sobre un negatoscopio.

El sistema receptor de imagen se ha modelado en mamografía analógica como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ con un espesor $\Delta_i=0.15$ cm, formada por una emulsión fotográfica ($\rho=3.815$ g/cc). La composición en peso de la película se muestra en la tabla 4.7, según Berger (1992).

Tabla 4.7: Composición en peso de una película fotográfica [Berger 1992]

	Emulsión fotográfica
H (%)	1.41
C (%)	7.22
N (%)	1.93
O (%)	6.61
S (%)	0.18
Br (%)	34.91
Ag (%)	47.41
I (%)	0.33

Digital indirecto (CR)

Los sistemas digitales de radiología computerizada (CR) están basados en un detector de fósforo fotoestimulable (*photostimulable phosphor* o PSP). La exposición se realiza de forma similar al sistema de película-pantalla, solo que en este caso es el fósforo el elemento

4.2. Modelado del equipo mamográfico

que contiene la imagen latente, que puede leerse posteriormente mediante un lector láser.

El sistema receptor de imagen se ha modelado en mamografía indirecta (CR) como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ con un espesor $\Delta_i=0.15$ cm, formada por fósforo fotoestimulable de composición variable, BaSrFBr o BaFBr_{0,85}I_{0,15} ($\rho=5.1$ g/cc), en función del fabricante. La tabla 4.8 muestra la composición en peso de diferentes fósforos fotoestimulables utilizados en los chasis de mamografía CR, según Rowlands (2002).

Tabla 4.8: Composición en peso de diferentes fósforos fotoestimulables

	F (%)	Br (%)	Sr (%)	I (%)	Ba (%)
BaSrFBr	5.86	24.69	27.04	-	42.39
BaFBr _{0,85} I _{0,15}	7.80	27.91	-	7.80	56.45

Digital directo (DR)

Los sistemas digitales de radiografía directa (DR) de panel delgado (*flat panel*) están basados en una matriz activa de transistores de película delgada (*Thin Film Transistor* o TFT) de gran tamaño. Hasta el momento, existen dos tipos diferentes de radiografía digital basados en matriz activa. En el primero, los rayos X son detectados directamente en una capa de selenio amorfo (aSe) y las cargas resultantes producidas son almacenadas en un electrodo asociado a cada píxel de la imagen final. La otra alternativa es utilizar una capa de yoduro de cesio (CsI), donde la luz resultante producida por los rayos X en el fotomultiplicador es detectada por un panel de silicio amorfo (aSi).

El sistema receptor de imagen se ha modelado en mamografía indirecta (DR) según el tipo de panel delgado (*flat panel*). En el caso de un panel plano de selenio amorfo se ha modelado como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ con un espesor $\Delta_i=0.15$ cm, formada exclusivamente por selenio (aSe - $\rho=4.28$ g/cc). En el caso de un panel plano de silicio amorfo, se ha modelado como una celda de dimensiones $L_x \times L_y$ formada por un universo que incluye el sistema fotomultiplicador de yoduro de cesio (CsI) ($\rho=4.52$ g/cc) de espesor $\Delta_{CsI}=0.10$ cm para aumentar la detección de fotones, y la capa activa de silicio (aSi - $\rho=2.329$ g/cc) de espesor $\Delta_{Si}=0.05$ cm.

4.3. Técnicas de reducción de varianza (TRV)

4.3.1. Introducción

Una simulación de Monte Carlo análoga (AN) es aquella en la que se utilizan las probabilidades naturales para el transporte de partículas, en contraposición a la simulación no-análoga, en la que las probabilidades naturales se modifican para conseguir un mayor número de contribuciones y reducir por tanto el error relativo. Una técnica de reducción de varianza (TRV) es un método general que aumenta el número total de contribuciones efectivas en una simulación de Monte Carlo.

4.3.2. Interacción implícita (SB)

La interacción implícita o *survival biasing* (SB) es una TRV que consiste en reducir el peso de la partícula en lugar de eliminarla después de una absorción por efecto fotoeléctrico. Si esta técnica está activa durante la simulación, se reduce el número de partículas que son absorbidas por efecto fotoeléctrico. El peso w_j de la partícula después de la interacción implícita con el elemento i se estima como

$$w_j = w_0 \left(1 - \frac{\sigma_{ph,i}}{\sigma_{t,i}} \right) \quad (4.29)$$

donde w_0 es el peso antes de la captura, $\sigma_{ph,i}$ es la sección eficaz microscópica por efecto fotoeléctrico y $\sigma_{t,i}$ es la sección eficaz microscópica total.

MCNP tiene dos modelos físicos diferentes de interacción para el transporte de partículas: simple y detallado. El modelo simple ignora el efecto Rayleigh o dispersión coherente y la generación de fotones de fluorescencia por efecto fotoeléctrico, activando la interacción implícita durante el transporte de fotones. Este modelo se encuentra activo por defecto para fotones con energías mayores de 100 MeV. El modelo detallado, además de incluir los anteriormente citados efectos, utiliza los factores de forma y los perfiles Compton, usados para tener en cuenta la energía de ligadura del electrón al átomo, en la dispersión incoherente. Además, considera el ensanchamiento Doppler en la energía de escape del fotón en la dispersión Compton. El modelo detallado se encuentra activo por defecto para fotones con energías inferiores a 100 MeV.

La tarjeta PHYS:p permite seleccionar el tipo de modelo físico que se desea utilizar en las simulaciones. La interacción implícita solo se encuentra activa en el modelo simple, que por defecto sólo se utiliza para energías mayores a 100 MeV. Sin embargo, el modelo detallado incluye efectos físicos que pueden ser importantes a bajas energías. Para evitar esto, se ha activado un modelo simple a energías mayores de 1 keV, activando las variables NOCOH (dispersiones coherentes) y NODOP (ensanchamiento Doppler en el efecto Compton) de dicha tarjeta para producir los efectos deseados.

Cuando la interacción implícita está activa puede ocurrir que existan partículas interaccionando en el modelo con un peso cada vez menor sin ser absorbidas. De este modo, la interacción implícita se utiliza con alguna técnica de control de pesos, como puede ser el *weight cutoff*.

4.3.3. Importancia y ruleta rusa (IMP)

La importancia de una celda es un parámetro que se utiliza para ayudar a las partículas a moverse de una región a otra, siguiendo importancias mayores. Cuando una partícula de peso w atraviesa una superficie que define dos celdas con importancias imp_1 e imp_2 , puede ocurrir que:

- Si $imp_2 > imp_1$, la partícula se dividirá en n partículas de peso w/n , siendo $n = imp_2/imp_1$ el cociente de importancias.
- Si $imp_2 < imp_1$, la partícula sufrirá una ruleta rusa con una probabilidad de ser eliminada de $p = 1 - (imp_2/imp_1)$. Si la partícula sobrevive, su peso será w/n , siendo $n = imp_1/imp_2$.
- Si $imp_2=0$, la partícula es aniquilada al entrar en la nueva celda.

Para aumentar la eficiencia de la simulación, se ha considerado que aquellas partículas que escapan del modelo de mamógrafo sean eliminadas, ya que su contribución en la respuesta de la simulación es despreciable.

4.3.4. Interacción forzada (FCL)

La interacción forzada o *forced interaction* (FCL) es una TRV que aumenta el número de interacciones en celdas específicas. Sin embargo, esta técnica se puede utilizar para modelar de forma más precisa la atenuación en celdas de espesores muy pequeños. Esta técnica se activa por celdas, y divide a las partículas que penetran en la celda en dos partes: directa y dispersa.

La parte directa atraviesa la celda sin sufrir ninguna interacción, y su peso w_j se estima como $w_j = w_0 e^{-\mu(E_i)\Delta'}$, donde w_0 es el peso inicial de la partícula al entrar en la celda, y $\mu(E_i)$ es el coeficiente de atenuación del material de la celda a la energía incidente E . La distancia entre bordes de la celda en la dirección de la partícula se expresa como $\Delta' = \Delta/w$, donde w es el coseno director del fotón con el eje Z en el momento de la incidencia.

La parte dispersa, con un peso inicial $w_j = w_0 (1 - e^{-\mu(E_i)\Delta'})$, interacciona en la celda a una distancia x en la dirección de incidencia

$$x = -\mu^{-1} \ln \left[1 - \xi \left(1 - e^{-\mu(E_i)\Delta'} \right) \right] \quad (4.30)$$

siendo ξ un número aleatorio entre $[0,1]$.

La tarjeta FCL permite activar la interacción forzada en las celdas según el usuario. Debido a que el espesor de algunas celdas del modelo es muy pequeño comparado con el recorrido libre medio de los fotones en el material, se ha utilizado la tarjeta FCL para modelar la interacción forzada en el compresor, en el soporte de mama y en el detector de imagen.

4.3.5. Contribución a detector puntual (PD)

La tarjeta PD controla el número de contribuciones de determinadas celdas del modelo al resultado de una tally estimada con un detector puntual (*point detector*). De esta forma, se pueden eliminar o reducir las contribuciones de las celdas menos importantes al resultado final, reduciendo el tiempo de simulación.

4.4. Escenarios de exposición en mamografía

4.4.1. Introducción

El modelo del equipo mamográfico se ha utilizado en la estimación de magnitudes dosimétricas durante las simulaciones con métodos de Monte Carlo en diferentes escenarios, que representan las condiciones de exposición clínicas y durante los controles de calidad:

- Escenario 1: Este escenario modela las condiciones de medida del KASE durante los controles de calidad de un equipo mamográfico. Se ha utilizado para estimar el kerma en aire a la entrada de la mama sin retrodispersión (K_a o KASE). Este escenario contiene el tubo de rayos X, el soporte compresor, el soporte de mama y un modelo matemático de detector PMX. La simulación de Monte Carlo proporcionará la estimación del kerma $\langle k_a \rangle$ por historia simulada.
- Escenario 2: Este escenario modela las condiciones de exposición en condiciones clínicas, es decir, durante la exposición de una mama en el equipo. Se ha utilizado para estimar la dosis media en tejido glandular (\bar{D}_g) en un modelo matemático de mama. Los elementos de este escenario son la fuente de rayos X, el soporte compresor, el soporte inferior y la mama. La simulación de Monte Carlo proporcionará la estimación de la dosis glandular $\langle d_g \rangle$ por historia simulada.
- Escenario 3: Este escenario modela las condiciones de exposición de una mama estándar en condiciones clínicas y de un maniquí mamográfico durante un control de calidad en dos simulaciones diferentes. Este escenario se ha utilizado para estimar la diferencia entre la respuesta del detector del CAE con mama y con maniquí, por lo que las simulaciones se han realizado por una parte con el modelo de mama estándar (4.5 cm y 50 %) o bien con el modelo de maniquí. Los elementos de este escenario son la fuente de rayos X, el soporte compresor, el soporte de mama, la rejilla antidifusora, el sistema receptor de imagen y el detector del CAE. Las simulaciones proporcionarán las respuestas del detector del Control Automático de Exposición (CAE) con mama $\langle q_a \rangle$ y con maniquí $\langle q_b \rangle$ utilizadas en la estimación del factor de conversión p .

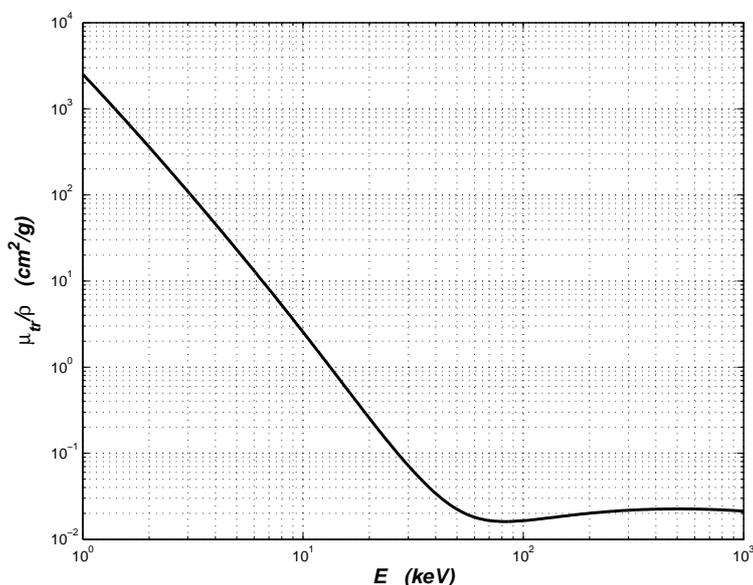


Figura 4.6: Coeficiente másico de transferencia lineal de energía μ_{tr}/ρ para el aire (Fuente: MCPLIB04)

4.4.2. Escenario 1

El detector PMX se ha modelado con diferentes geometrías, mostradas en la fig. 4.7, en función del registro o tally escogido:

- Tally F2+FM: Se ha modelado como una superficie cuadrada de área $A_d=a_0^2=4 \text{ cm}^2$ centrada en el punto con coordenadas $x=a_0/2$, $y=0$, $z=b$, siendo a_0 la anchura del detector y b la distancia del soporte de mama hasta el detector. Esta tally estima el flujo de partículas total en una superficie. Si se desea estimar el número de partículas que atraviesan una ventana de área A_d , se debe modificar el archivo TALLYX.F90.

En este caso, la subrutina TALLYX.F90 se ha modificado para que cuente únicamente las partículas que atraviesan una ventana que simula el detector PMX, despreciando aquellas que impactan en su exterior (Apéndice B).

El área del detector A_d se introduce en el fichero de entrada a través de una tarjeta AREA, siendo éste el valor por el que se divide cada contribución.

4.4. Escenarios de exposición en mamografía

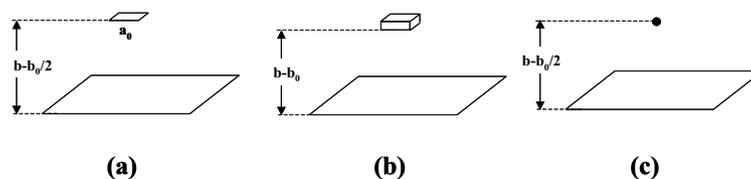


Figura 4.7: Esquema de detectores PMX sobre el soporte de mama: (a) Superficie (tally F2+FM), (b) volumen (tallies F4+FM/F6) y (c) puntual (tally F5+FM)

- Tallies F4+FM/F6: Se ha modelado como una celda de volumen $V_d=b_0 a_0^2=1 \text{ cm}^3$ centrada en el punto con coordenadas $x=a_0/2$, $y=0$, $z=b-b_0/2$, siendo b_0 el espesor del detector. El volumen del detector se introduce en el fichero de entrada a través de una tarjeta VOL.
- Tally F5+FM: Se ha modelado como un punto de coordenadas $x=a_0/2$, $y=0$, $z=b-b_0/2$.

4.4.3. Escenario 2

La mama se ha simulado según el modelo matemático comentado anteriormente, con una región exterior de tejido adiposo (celda 30) y una región interior de tejido glandular y adiposo (celda 31) con una composición en peso según Hammerstein et al. (1979), según la tabla 4.9. En la tabla 2.1 se muestra la composición en peso del tejido adiposo y del fibroglandular según Hammerstein et al. (1979) y según Woodard and White (1986).

Tabla 4.9: Composición elemental en peso de tejidos adiposo y glandular según Hammerstein et al. (1979)

	Adiposo	Fibroglandular
ρ (gcm ⁻³)	0.93	1.04
H (%)	11.2	10.2
C (%)	61.9	18.4
N (%)	1.7	3.2
O (%)	25.1	67.7
Otros (%)	0.1	0.5

La dosis media glandular se ha estimado a través de una tally F4, que estima el flujo medio en una celda, modificada con un par de tarjetas DE/DF, considerando la función de respuesta del tejido glandular a la radiación, en lugar del de la mezcla de la celda. En este caso, para estimar la dosis media glandular en la celda, la función de respuesta es $E\mu_{en}/\rho$, por lo que la tally F4 se ha modificado por la tally *F4, que considera la energía E de la partícula incidente.

En la fig. 4.9 se muestran diferentes modelos de mama para espesores de 2, 4.5 y 8 cm, con un radio constante de 8 cm y un espesor constante de 0.5 cm de tejido adiposo.

4.4. Escenarios de exposición en mamografía

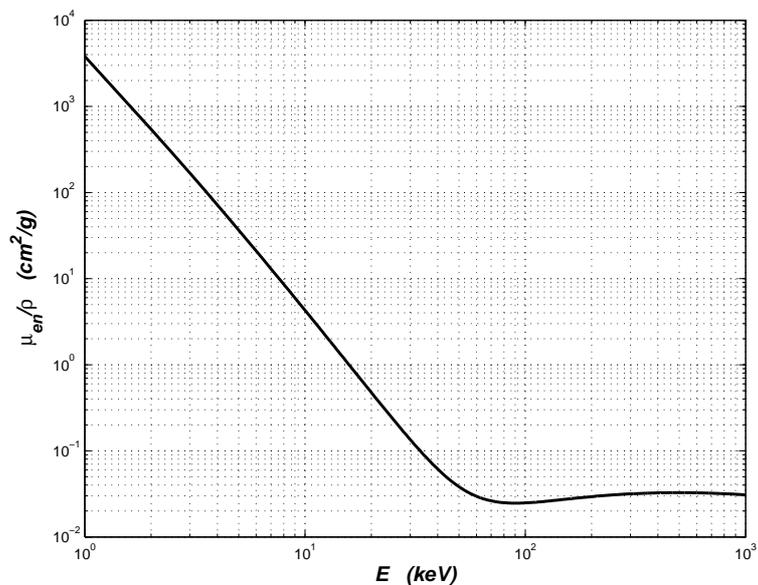


Figura 4.8: Coeficiente másico de absorción lineal de energía μ_{en}/ρ para el tejido glandular según composición Hammerstein et al. (1979) (Fuente MCPLIB04 y EL03)

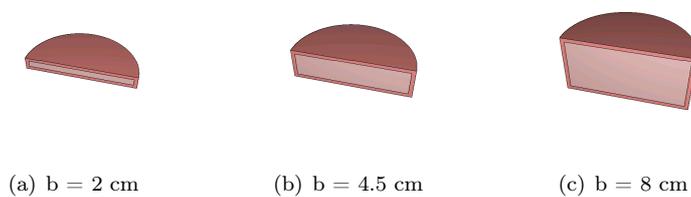


Figura 4.9: Modelos matemáticos de mama para espesores de 2 cm, 4.5 cm y 8 cm, con un radio de 8 cm y 0.5 cm de tejido adiposo [Dance 1990]

4.4.4. Escenario 3

En este escenario se han introducido en el modelo general del mamógrafo un maniquí semicilíndrico de espesor 4.5 cm de polimetil-metacrilato, que simula el utilizado en las pruebas técnicas, y un modelo de detector de control automático de exposición (CAE), situado en el inferior del equipo.

El detector del CAE se ha modelado de forma similar al detector PMX, debido a que se trata de una cámara de ionización, con diferentes geometrías en función del registro o tally escogido:

- Tally F2+FM: Se ha modelado como una superficie semicircular de área $A_d = \pi r_{CAE}^2/2$, con $r_{CAE}=1$ cm, centrada en el punto con coordenadas $x_{CAE}=2$ cm, $y_{CAE}=0$, $z_{CAE}=-0.5$ cm.
- Tally F4+FM/F6: Se ha modelado como un semicilindro de volumen $V_d = h_{CAE}\pi r_{CAE}^2/2$, con $r_{CAE}=1$ cm y $h_{CAE}=0.5$ cm, centrado en el punto con coordenadas $x_{CAE}=2$ cm, $y_{CAE}=0$, $z_{CAE}=-0.5$ cm. En la fig. 4.10 se muestra un esquema del modelo de detector del CAE utilizado en las simulaciones.
- Tally F5+FM: Se ha modelado como un punto de coordenadas $x_{CAE}=2$ cm, $y_{CAE}=0$, $z_{CAE}=-2$ cm.

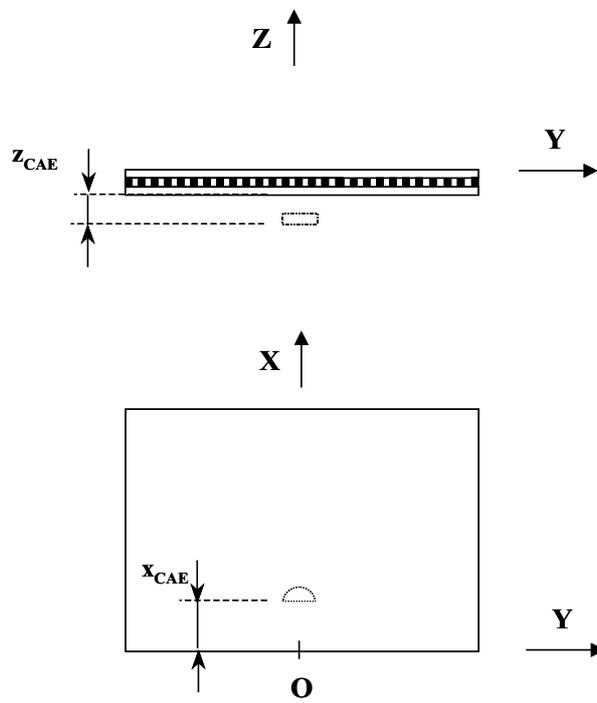


Figura 4.10: Esquema de detector CAE de volumen (tallies F4+FM/F6)

4.5. Resultados

4.5.1. Escenarios 1 y 2

El código MCNP5 se puede utilizar en diferentes modos de transporte de partículas, a través de la tarjeta MODE: MODE N o de transporte de neutrones, MODE P o de transporte de fotones, MODE E o de transporte de electrones, así como la combinación de diferentes partículas acopladas (MODE N P, MODE P E, MODE N P E).

El código MCNP calcula durante las simulaciones un estimador denominado figura de mérito o FOM (*figure of merite*) como

$$FOM = \frac{1}{R^2 T} \quad (4.31)$$

donde T es el tiempo de simulación en minutos y R es el error relativo de la estimación por Monte Carlo. Como se observa, este estimador representa un valor cualitativo de la eficiencia de la simulación, a través del tiempo necesario para alcanzar un determinado error.

Se ha utilizado este estimador para comprobar la eficiencia de utilizar el modo de transporte P E (fotones y electrones) y P (sólo fotones). En el caso del escenario 1, se han comparado las estimaciones del kerma en aire a la entrada a 4.5 cm del soporte de mama y 28 kV (Mo/Mo), mientras que en el escenario 2 se han comparado las estimaciones de la dosis glandular absorbida en la mama estándar (4.5 cm y 50%) a 28 kV (Mo/Mo).

Tabla 4.10: Estimación del kerma en aire (MeV/g) a la entrada a 4.5 cm con MCNP5 (10^7 historias)

Tally	MODE P $\langle d_g \rangle \pm R$	FOM min^{-1}	MODE P E $\langle d_g \rangle \pm R$	FOM min^{-1}
F2+FM	$3.28021\text{e-}5 \pm 0.0033$	2296	$3.28429\text{e-}5 \pm 0.0033$	254
F4+FM/F6	$3.25210\text{e-}5 \pm 0.0032$	2566	$3.25485\text{e-}5 \pm 0.0032$	271
F5+FM	$3.37016\text{e-}5 \pm 0.0007$	52055	$3.37365\text{e-}5 \pm 0.0007$	10079

Como se observa en las tablas 4.10 y 4.11, las diferencias entre los valores de las tallies obtenidos en modo PE y modo P son inferiores al 1%. Sin embargo, son mayores los valores del FOM obtenidos en el modo P, por lo que se ha utilizado este modo en las simulaciones de los escenarios 1 y 2, y en la obtención del factor de conversión g .

Las diferencias entre el factor de conversión g del Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía y los calculados a través de las diferentes tallies con MCNP5 son inferiores al 5%, siendo aceptables si consideramos que se han utilizado diferentes espectros de emisión

4.5. Resultados

Tabla 4.11: Estimación de la dosis media glandular (MeV/g) para la mama estandar (4.5 cm y 50%) con MCNP5 (10^7 historias)

Tally	MODE P $\langle d_g \rangle \pm R$	FOM min^{-1}	MODE P E $\langle d_g \rangle \pm R$	FOM min^{-1}
*F4+DE/DF	$6.70638\text{e-}6 \pm 0.0010$	21848	$6.71767\text{e-}6 \pm 0.0010$	2536

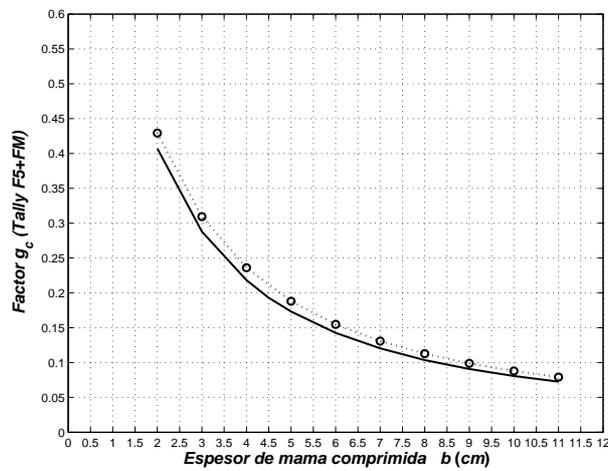


Figura 4.11: Estimación del factor de conversión g según el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía (-) y a través de las tallies F5+FM (kerma) y *F4+DE/DF (dosis) a 28 kV (HVL 0.32 mm Al) y glandularidad 50% (—)

de rayos X y librerías de transporte de fotones, así como las diferencias en el modelado geométrico y en la simulación por Monte Carlo.

En la estimación de las dosis medias glandulares de muestras poblacionales se ha utilizado el factor de conversión calculado a partir de la estimación del kerma en aire en la superficie de entrada con la tally F5+FM y una dosis glandular con la tally *F4+DE/DF en mode P, siguiendo un criterio de mayor FOM . En la fig. 4.11 se muestra el factor de conversión g estimado con dicha combinación de tallies.

4.5.2. Escenario 3

Se han comparado las estimaciones del kerma en aire en el detector del CAE para los diferentes modelos de receptor de imagen: película fotográfica, CR1 ($BaSrFBr$), CR2 ($BaFBr_{0,85}I_{0,15}$), DR1 (aSe) y DR2 (aSi). Los resultados para una mama estándar de 4.5 cm y 50% de glandularidad se muestran en la tabla 4.12, mientras que los resultados del maniquí en la 4.13.

Tabla 4.12: Estimación del kerma en aire en el detector del CAE con mama estándar a 28 kV con MCNP5 ($5 \cdot 10^7$ historias)

	Tally	$\langle q_a \rangle$ (MeV/g)	FOM min^{-1}
Película	F2+FM	$4.99041\text{e-}12 \pm 0.0288$	2.8
	F4+FM/F6	$4.96950\text{e-}12 \pm 0.0289$	2.8
	F5+FM	$4.91442\text{e-}12 \pm 0.0013$	40
CR1	F2+FM	$9.38966\text{e-}15 \pm 0.0434$	1.4
	F4+FM/F6	$9.36432\text{e-}15 \pm 0.0434$	1.4
	F5+FM	$9.45885\text{e-}15 \pm 0.0021$	98
CR2	F2+FM	$2.85396\text{e-}13 \pm 0.0363$	2
	F4+FM/F6	$2.84577\text{e-}13 \pm 0.0363$	2
	F5+FM	$2.83380\text{e-}13 \pm 0.0018$	63
DR1	F2+FM	$2.03018\text{e-}14 \pm 0.0417$	1.6
	F4+FM/F6	$2.02478\text{e-}14 \pm 0.0417$	1.6
	F5+FM	$2.02967\text{e-}14 \pm 0.0021$	311
DR2	F2+FM	$1.25307\text{e-}10 \pm 0.0272$	3.2
	F4+FM/F6	$1.24705\text{e-}10 \pm 0.0272$	3.3
	F5+FM	$1.21414\text{e-}10 \pm 0.0012$	83

Se observa como la tally F5+FM produce los resultados con mayor FOM , por lo que se ha utilizado para estimar el factor de conversión p , y poder estimar la dosis media glandular que recibiría una mama en las condiciones de exposición del maniquí. En la tabla 4.14 se recogen los factores de conversión utilizados con la tally F5+FM para 28 kV. Estos valores se han utilizado en la evaluación de los diferentes equipos de mamografía analógica y digital del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana.

4.5. Resultados

Tabla 4.13: Estimación del kerma en aire en el detector del CAE con maniquí a 28 kV con MCNP5 ($5 \cdot 10^7$ historias)

	Tally	$\langle q_b \rangle$ (MeV/g)	FOM min^{-1}
Película	F2+FM	$4.05772\text{e-}12 \pm 0.0319$	2.6
	F4+FM/F6	$4.03414\text{e-}12 \pm 0.0320$	2.6
	F5+FM	$3.87144\text{e-}12 \pm 0.0013$	262
CR1	F2+FM	$7.47113\text{e-}15 \pm 0.0462$	1.5
	F4+FM/F6	$7.46275\text{e-}15 \pm 0.0462$	1.5
	F5+FM	$7.62016\text{e-}15 \pm 0.0021$	196
CR2	F2+FM	$2.31403\text{e-}13 \pm 0.0389$	2
	F4+FM/F6	$2.31054\text{e-}13 \pm 0.0389$	2.1
	F5+FM	$2.27887\text{e-}13 \pm 0.0018$	236
DR1	F2+FM	$1.63731\text{e-}14 \pm 0.0447$	1.6
	F4+FM/F6	$1.63546\text{e-}14 \pm 0.0447$	1.6
	F5+FM	$1.63203\text{e-}14 \pm 0.0021$	211
DR2	F2+FM	$1.08808\text{e-}10 \pm 0.0420$	1.6
	F4+FM/F6	$1.08436\text{e-}10 \pm 0.0421$	1.6
	F5+FM	$9.69856\text{e-}11 \pm 0.0038$	200

Tabla 4.14: Estimación del factor de conversión p con MCNP5 a través de la tally F5+FM a 28 kV (HVL 0.32 mm Al)

	p
Película	1.218
CR1	1.241
CR2	1.243
DR1	1.243
DR2	1.251

Capítulo 5

Estimación del detrimento en el cribado mamográfico con Monte Carlo

5.1. Introducción

En este capítulo se ha modelado el riesgo radiológico asociado al Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana a través de un modelo de proyección de riesgo de población expuesta a la radiación de riesgo conocido, basado en la estimación de la dosis glandular a través de métodos de Monte Carlo.

Este capítulo se divide en diferentes secciones, que describen la metodología y los modelos de proyección de riesgo utilizados. En la sección 5.2 se define el modelo de estimación de riesgo radiológico, basado en parámetros que definen la población expuesta y las condiciones de exposición a las radiaciones. En primer lugar se expone la matriz de supervivencia del proceso de Markov asociado a una exposición a las radiaciones ionizantes, describiendo el estado de mortalidad por cáncer de mama radioinducido y el riesgo acumulado a lo largo de la vida de un individuo expuesto. Además, se expone el modelo de transporte de riesgo escogido para estimar el riesgo en las mujeres de la Comunidad según el riesgo relativo asociado a estudios epidemiológicos de poblaciones expuestas a la radiación.

En la sección 5.3 se describen los parámetros básicos de funcionamiento de los equipos mamográficos analógicos que se han utilizado para la estimación del riesgo en el Programa de Cribado Mamográfico de la Comunidad Valenciana, mientras que en la sección 5.4 se describen las muestras poblacionales registradas durante 2001, 2002 y 2003.

Por último, en la sección 5.5 se expone el código SCREENRISK, desarrollado para la estimación de riesgos en el Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana, y las hipótesis de cribado que se han utilizado para comparar diferentes condiciones de exposición.

5.2. Modelo de estimación de riesgo

5.2.1. Funciones de riesgo y matriz de supervivencia

La función de riesgo $\lambda(t|\bar{z})$ se define formalmente como la probabilidad natural condicional de fallo de un sistema en un intervalo de tiempo entre t y $(t + dt)$, según un conjunto de covariables \bar{z} , asumiendo que no ha ocurrido ningún fallo del sistema hasta el instante t . En el caso de que el sistema sea un individuo, se define la función de riesgo discreta o mortalidad $\lambda_{all}(t_k|\bar{z})$ como la probabilidad natural de morir por cualquier causa a una edad t_{k+1} , suponiendo que se encontrara vivo el individuo a una edad t_k .

La supervivencia natural entre una edad y la siguiente es una función que se comporta como un proceso de Markov con una matriz de transición $S(t_k \rightarrow t_{k+1})$, también denominada matriz de Leslie o de supervivencia. El elemento s_{ij} de $S(t_k \rightarrow t_{k+1})$ representa la probabilidad de que un individuo en el estado i cambie al estado j entre las edades t_k y t_{k+1} . En un espacio finito de estados, la matriz de supervivencia S puede expresarse como

$$S(t_k \rightarrow t_{k+1}) = \begin{pmatrix} 1 - \lambda_{all}(t_k) & \lambda_{all}(t_k) \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

donde el estado 1 representa estar vivo y el estado 2 estar muerto. Como puede observarse, S es una matriz estocástica, triangular superior y no-negativa. Los estados de la matriz S se definen en todo momento de forma que completen el espacio de estados y sean exclusivos e independientes, de forma que la suma de cada fila $\sum_j s_{ij}$, sea igual a 1.

La función de riesgo de mortalidad por cáncer de mama en ausencia de exposición se denomina función de riesgo base y se representa como $\lambda_{fbc}(t_k)$. Esta función define la probabilidad de morir por cáncer de mama a una edad t_{k+1} , suponiendo que estuviera vivo en t_k . La matriz de supervivencia, considerando la mortalidad por cáncer de mama como un estado independiente, puede representarse como

$$S(t_k \rightarrow t_{k+1}) = \begin{pmatrix} 1 - \lambda_{all}(t_k) & \lambda_{all}(t_k) - \lambda_{fbc}(t_k) & \lambda_{fbc}(t_k) \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

donde el estado 2 representa la probabilidad de estar muerto por cualquier causa, excluyendo la mortalidad por cáncer de mama, que se estima en el estado 3.

La función de riesgo $\Lambda_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc})$ debida a la exposición de una mujer a la radiación ionizante se define como la probabilidad de morir por cáncer de mama en la edad t_{k+1} , condicionada a un conjunto de covariables \bar{z}_{fbc} . Este vector incluye todos los factores de riesgo asociados al cáncer de mama radioinducido, como son la edad alcanzada (edad en que ocurre la muerte o la incidencia de cáncer), la edad de exposición, la dosis absorbida y

el sexo, así como aquellos asociados al cáncer de mama, como factores genéticos o la dieta. Por definición, la función de riesgo $\Lambda_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc})$ incluye el riesgo de mortalidad por cáncer natural y por cáncer radioinducido. De esta forma, es necesario definir otra magnitud para estimar el riesgo de morir exclusivamente por un cáncer de mama radioinducido.

El exceso absoluto de riesgo $EAR_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc})$ asociado al cáncer de mama a una edad t_k se define como la probabilidad de morir a una edad t_{k+1} de un cáncer radioinducido después de una exposición a la radiación ionizante en la edad t_e . El período de latencia L es la diferencia temporal entre la exposición y la detección y diagnóstico clínico del cáncer. Se extiende desde unos pocos años (leucemia o cáncer de tiroides en niños) hasta varias décadas (otros cánceres inducidos por la radiación). Se ha asumido que la muerte por un cáncer de mama radioinducido no ocurre súbitamente, sin un examen clínico. Por lo tanto, $t_k \geq t_e + L$, donde t_e es la edad de exposición. El exceso absoluto de riesgo se calcula entonces como la diferencia entre la función de riesgo de la población expuesta y la función de riesgo base,

$$EAR_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc}) = \begin{cases} \Lambda_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc}) - \lambda_{fbc}(t_k) \geq 0 & \text{if } t_k \geq t_e + L; \\ 0 & \text{if } t_k < t_e + L. \end{cases}$$

De forma similar, la función de riesgo $\Lambda_{all}(t_k|\bar{z}_{fbc})$ se define como la probabilidad de morir por cualquier causa a una edad t_{k+1} , después de una exposición a la radiación ionizante en la edad t_e , y se calcula como

$$\Lambda_{all}(t_k|\bar{z}_{fbc}) = \begin{cases} \lambda_{all}(t_k) + EAR_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc}) & \text{if } t_k \geq t_e + L; \\ \lambda_{all}(t_k) & \text{if } t_k < t_e + L. \end{cases}$$

donde se ha asumido que la exposición al cribado incrementa exclusivamente la tasa de mortalidad por cáncer de mama.

La matriz de transición S incluye la mortalidad por cáncer de mama radioinducido y se representa para $t_k \geq t_e + L$ como

$$S(t_k \rightarrow t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} & s_{14} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

donde

$$s_{11} = 1 - \Lambda_{all}(t_k|\bar{z}_{fbc}) \quad (5.2)$$

$$s_{12} = \lambda_{all}(t_k) - \lambda_{fbc}(t_k) \quad (5.3)$$

$$s_{13} = \lambda_{fbc}(t_k) \quad (5.4)$$

$$s_{14} = EAR_{fbc}(t_k|\bar{z}_{fbc}) \quad (5.5)$$

representandose ahora en el estado 3 la mortalidad por cáncer de mama, excluyendo la mortalidad debida a un cáncer radioinducido, que se estima en el estado 4.

5.2.2. Riesgo radioinducido de mortalidad (REID) y de incidencia de cáncer (REIC)

La probabilidad de que una cadena discreta de Markov se encuentre en el estado n a una edad t_{k+1} , después de una exposición en la edad t_e , con $t_k \geq t_e + L$, se ha denotado como $s_n(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc})$, siendo $\bar{s}(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc})$, el vector fila que incluye las probabilidades de encontrarse en todos los estados posibles de la cadena.

A través de la ecuación discreta de Chapman-Kolmogorov se obtiene la relación entre los vectores iniciales de la cadena $\bar{s}^0 = \bar{s}(t_e)$, y el estado actual, $\bar{s}(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc})$, como

$$\bar{s}(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) = \bar{s}^0 \prod_{j=e}^k S(t_j \rightarrow t_{j+1}|\bar{z}_{fbc}) = \bar{s}^0 S(t_e \rightarrow t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) \quad (5.6)$$

donde $S(t_e \rightarrow t_{k+1}|\bar{z}_{fbc})$ representa la matriz de supervivencia acumulada de un individuo entre la edad de exposición t_e y la edad t_{k+1} , asumiendo que el vector inicial es $\bar{s}^0 = [1, 0, 0, 0]$, donde la probabilidad de estar vivo (estado 1) en el momento de la exposición es unitaria. Finalmente, se alcanzan las probabilidades definidas para $t_k \geq t_e + L$

$$\begin{aligned} s_1(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) &= \prod_{j=e}^{e+L-1} [1 - \lambda_{all}(t_j)] \prod_{j=e+L}^k [1 - \lambda_{all}(t_j) - EAR_{fbc}(t_j|\bar{z}_{fbc})] \\ s_2(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) &= \sum_{j=e}^k s_1(t_j|\bar{z}_{fbc}) [\lambda_{all}(t_j) - \lambda_{fbc}(t_j)] \\ s_3(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) &= \sum_{j=e}^k s_1(t_j|\bar{z}_{fbc}) \lambda_{fbc}(t_j) \\ s_4(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) &= \sum_{j=e+L}^k s_1(t_j|\bar{z}_{fbc}) EAR_{fbc}(t_j|\bar{z}_{fbc}) \end{aligned}$$

donde s_1 es la probabilidad de estar vivo en t_{k+1} , s_2 es la probabilidad de morir en t_{k+1} por cualquier causa excepto por un cáncer de mama, s_3 es la probabilidad de morir en t_{k+1} por cáncer de mama, exceptuando los cánceres de mama radioinducidos y s_4 es el estimador de Nelson-Álen o la probabilidad de morir por cáncer de mama radioinducido a una edad t_{k+1} , después de una exposición a la radiación ionizante.

Una cadena de Markov con matriz de transición acumulada $S(t_e \rightarrow t_{k+1}|\bar{z}_{fbc})$ es irreducible si existe un entero positivo n de tal forma que $s_{ij}^0 > 0$, en la n -ésima transición entre t_e y t_{k+1} . Si una matriz no es irreducible, existe al menos un estado de absorción con

probabilidad igual a 1, desde el cual el proceso no puede moverse a otros. La matriz S no es irreducible, y por lo tanto, tiene en este caso tres estados de absorción que son los estados 2, 3 y 4 (muerte natural y por cáncer de mama).

Se ha asumido, sin pérdida de generalidad, que la muerte ocurre siempre antes o a una edad t_M , esto es, que la función de riesgo $\Lambda_{all}(t_k|\bar{z}_{fbc})$ es igual a 1 a una edad t_M o anterior. Por lo tanto, el elemento $s_{11} = 0$ en t_M o a una edad anterior, y (5.6) alcanza un valor estacionario definido por

$$\bar{\pi} = \lim_{k \rightarrow \infty} \bar{s}(t_{k+1}|\bar{z}_{fbc}) = \bar{s}(t_M|\bar{z}_{fbc}) \quad (5.7)$$

donde $\pi_1 = 0$, correspondiendo a una probabilidad de estar vivo en $t_k \gg t_M$. El estado 4 en $\bar{\pi}$ proporciona la probabilidad de que una mujer muera en cualquier momento de su vida debido a un cáncer de mama radioinducido después de una exposición a la radiación ionizante en la edad t_e .

El riesgo de mortalidad por cáncer de mama radioinducido (*REID*) se deriva de π_4 y se calcula como

$$REID(t_e|\bar{z}_{fbc}) = \sum_{j=e+L}^M \hat{s}_1(t_j) EAR_{fbc}(t_j|\bar{z}_{fbc}) \quad (5.8)$$

donde $\hat{s}_1(t_j)$ es el estimador de la función de supervivencia sin modificar por una reducción en la supervivencia debida a la radiación, definido en el UNSCEAR 1988 report (United Nations 1988), como

$$\hat{s}_1(t_j) = \prod_{j=e}^k [1 - \lambda_{all}(t_j)] \quad (5.9)$$

El riesgo de incidencia de cáncer de mama radioinducido (*REIC*) se define como la probabilidad de que un individuo sufra un cáncer de mama radioinducido, no necesariamente mortal, en toda su vida. El *REIC* se puede estimar a través de una expresión derivada de (5.8), como

$$REIC(t_e|\bar{z}_{in}) = \sum_{j=e+L}^M \hat{s}_1(t_j) EAR_{in}(t_j|\bar{z}_{in}) \quad (5.10)$$

donde en este caso EAR_{in} es el exceso absoluto de riesgo de incidencia de cáncer de mama y \bar{z}_{in} es el vector de covariables para la incidencia del cáncer de mama.

5.2.3. Modelos de transporte de riesgo para el cáncer de mama radioinducido

Los modelos de transporte se emplean en epidemiología para estimar la incidencia y la mortalidad por cáncer radioinducido en una población bajo estudio a partir de una población cuya incidencia y mortalidad por dichas causas son conocidas. Se define como cohorte el seguimiento de una población expuesta a la radiación ionizante y el registro de todas las enfermedades que padecen hasta el momento en que ocurre la muerte.

En la actualidad existen diferentes modelos de transporte de riesgo, como el aditivo, multiplicativo y el NIH (National Institute of Health).

El modelo multiplicativo de riesgo o de Cox (Cox 1982) se ha utilizado anteriormente en una gran cantidad de análisis biomédicos de supervivencia por cáncer, debido principalmente a su simplicidad matemática. El modelo asume que el cociente entre el exceso de riesgo absoluto (EAR) y la función de riesgo base de una cohorte m son constantes e igual a un parámetro denominado exceso relativo de riesgo (ERR).

En este estudio se ha considerado una extensión del modelo multiplicativo de Cox para estimar los excesos absolutos de riesgos que para $t_k \geq t_e + L$ se calcula como

$$EAR^{(m)}(t_k | \bar{z}^{(m)}) = \lambda(t_k) [ERR(\bar{z}^{(m)})] \quad (5.11)$$

donde $ERR^{(m)}$ es el exceso relativo de riesgo de la cohorte m para cáncer de mama radioinducido.

5.2.4. Exceso relativo de riesgo de incidencia y mortalidad

El exceso relativo de riesgo (ERR) es un parámetro usado en el transporte de riesgos entre poblaciones que han sido expuestas a la radiación y tienen diferentes funciones de riesgo base. El ERR de una población se utiliza para estimar los efectos que se observarían en otra población con una poder estadístico bajo (*statistical power*), definido como la probabilidad de observar el efecto de la radiación en la población.

El Radiation Effects Research Foundation Life Span Study (LSS) y el Canadian Fluoroscopia Cohort Study (CFS) son los dos estudios de referencia de mortalidad por cáncer de mama radioinducido debido a exposiciones a altas dosis y a dosis agudas y fraccionadas de baja LET, respectivamente. El comité BEIR V (Fifth Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations of the National Research Council, National Research Council 1990), desarrolló un primer modelo de mortalidad por cáncer de mama basado en los supervivientes de las bombas atómicas de Hiroshima y Nagasaki entre 1950 y 1980, incluyendo el seguimiento del estudio de fluoroscopia en Canadá entre 1950 y 1980 [Miller et al. 1989]. En un estudio posterior, este seguimiento se extendió durante 7 años más en la cohorte de Canadá y

durante 5 años en los supervivientes de Hiroshima y Nagasaki [Howe and Laughlin 1996]. Recientemente, el informe UNSCEAR 2000 ha publicado los nuevos casos encontrados extendiendo el seguimiento de los supervivientes de las bombas atómicas (1950-1990), incluyendo modelos epidemiológicos para la estimación del exceso relativo de riesgo basados en estudios anteriores [Pierce et al. 1996, United Nations 2000].

Aunque otros estudios epidemiológicos han estimado el exceso de mortalidad en cohortes derivadas de exámenes clínicos a pacientes de escoliosis [Doody et al. 2000] o de tratamientos de enfermedades benignas, como la espondilitis anquilosante [Weis et al. 1994], los estudios CFS y LSS se consideran los más significativos. Estos modelos se han escogido porque incluyen los últimos datos disponibles del seguimiento de mortalidad por cáncer de mama de exposiciones a la radiación con diferentes funciones de riesgo (Asia y Norte América).

Por esta razón se han escogido diferentes modelos epidemiológicos de mortalidad para estimar los riesgos derivados de los programas de cribado: (1a) El estudio de fluoroscopia de Canadá (CFS) entre 1950 y 1987, que excluye la subcohorte de Nova Scotia dentro de este estudio debida a incertidumbres encontradas en los valores dosimétricos; (2a) the Life Span Study (LSS), que incluye únicamente las mujeres supervivientes de las bombas atómicas entre 1950 y 1985 y (3a) the LSS con un seguimiento hasta 1990, en función de la edad de exposición y (4a) en función de la edad alcanzada.

En lo que respecta a la incidencia del cáncer de mama radioinducido, las cohortes son más numerosas que las de mortalidad. Un estudio reciente se ha centrado en el análisis de estas cohortes [Preston et al. 2002], incluyendo aquellas que han sido analizadas en el UNSCEAR 2000 Report. Para el análisis de riesgos desarrollado en esta tesis se han escogido las cohortes con las dosis medias absorbidas más altas en diferentes países: (1b) the Life Span Study para incidencia de cáncer (1958-1993); (2b) el estudio de fluoroscopia de Massachusetts para pacientes de tuberculosis (TBO) y una extensión del periodo de seguimiento (TBX) [Boice et al. 1991]; (3b) la cohorte de mastitis aguda post-parto en Nueva York (APM) [Shore et al. 1986] y (4b) los tratamientos de enfermedades benignas de mama en Suecia (BBD) [Mattson et al. 1993].

El exceso relativo de riesgo (ERR) se puede ajustar a una expresión general que incluya la dependencia con la edad de exposición (t_e) y con la edad alcanzada (t_k). Según la cohorte y modelo m , el ERR se podrá ajustar con

$$ERR(\vec{z}^{(m)}) = \alpha^{(m)} \theta(s) \Phi(\bar{D}_g) \exp[\gamma^{(m)}(t_e - t^{(m)})] \left(\frac{t_k}{50}\right)^{\beta^{(m)}} \quad (5.12)$$

donde $\Phi(\bar{D}_g)$ es la respuesta a la dosis glandular absorbida en la mama \bar{D}_g y $\theta(s)$ es una función que depende del sexo s del individuo y del tipo de cáncer bajo estudio, siendo $\theta(s) = 1$ para el cáncer de mama en mujeres. Se ha considerado que el vector de covariables para el ERR es el mismo para la incidencia como para la mortalidad por cáncer, incluyendo

5.2. Modelo de estimación de riesgo

las variables $\vec{z} = [t_k, t_e, \bar{D}_g, s]$. Las tablas 5.1 y 5.2 resumen las cohortes escogidas en esta tesis, los parámetros del modelo y su fuente, publicados en Howe and Laughlin (1996), Preston et al. (2002) y en el informe Unscar 2000.

Tabla 5.1: Parámetros para la estimación del exceso relativo de riesgo de mortalidad (ERR) según modelo de edad de exposición (E) o edad alcanzada (A)

Cohorte	Modelo	$t^{(m)}$	$\alpha^{(m)} Gy^{-1}$	$\beta^{(m)}$	$\gamma^{(m)}$	Cambio por 10 años en t_e (%)
CFS ^a (1950-1987)	E	25	0.16 [0.053,0.30] ^c	0	-0.10 [-0.16,-0.043]	n.i. ^d
LSS ^a (1950-1985)	E	25	0.94 [0.11,2.03]	0	-0.044 [-0.20,0.029]	n. i.
LSS ^b (1950-1990)	E	30	1.34 [n.i.]	0	n.i.	-32
LSS ^b (1950-1990)	A	-	2.35 [n.i.]	1.5 [n.i.]	0	0

^a Fuente: [Howe and Laughlin 1996]

^b Fuente: [United Nations 2000]

^c 95% intervalo de confianza

^d n.i., significa que el valor no se encuentra en la referencia

Tabla 5.2: Parámetros para la estimación del exceso relativo de riesgo de incidencia (ERR) según modelo de edad de exposición (E), edad alcanzada (A)

Cohorte	Modelo	$t^{(m)}$	$\alpha^{(m)} Gy^{-1}$	$\beta^{(m)}$	$\gamma^{(m)}$	Cambio por 10 años en t_e (%)
LSS ^a (1958-1993)	A	-	2.10 [1.6,2.8]	-2.0 [-2.8,-1.1]	0	n.i.
TBO/TBX ^a	A	-	0.74 [0.4,1.2]	-2.0 [-2.8,-1.1]	0	n.i.
APM ^a	E/A	-	0.56 [0.3,0.9]	0	0	n.i.
BBD ^a	E	25	1.9 [1.3,2.8]	0	n.i.	-60 [-71,44]

^a Fuente: [Preston et al. 2002]

La ICRP (1991) recomienda que la estimación de cualquier riesgo a bajas dosis y bajas tasas de dosis debe modificarse por un factor de eficiencia (*dose and dose-rate effectiveness factor* o *DDREF*), es decir, $\Phi(\bar{D}_g) = \bar{D}_g/DDREF$. Actualmente, existe controversia sobre qué valores de *DDREF* son los más adecuados en estimaciones de riesgo en mamografía. Un factor *DDREF* = 2 se ha utilizado en el estudio de la NRPB (1993) para cáncer de mama durante el cribado mamográfico, mientras que la US Environmental Protection Agency (1994) propone utilizar un factor *DDREF* = 1. Debido a que el modelo multiplicativo es lineal con el *ERR*, los riesgos que se deriven de diferentes *DDREF* serán proporcionales a este factor. De este modo, se ha empleado un *DDREF* = 1, que corresponde con los máximos valores estimados del riesgo radiológico.

5.2.5. Funciones de riesgo base en el PPCMCV

El Instituto Nacional de Estadística (INE) publica las tasas de mortalidad divididas en grupos de edad de 5 años hasta un máximo de 85 años. Por otro lado, no hay ningún registro público relativo a la incidencia de cáncer de mama en la Comunidad Valenciana. En Navarra se realizó un seguimiento de la incidencia y de la mortalidad entre 1993 y 1997, demostrando que la mortalidad es aproximadamente un tercio de la incidencia [Ardanaz et al. 2001].

La tasa de incidencia en la Comunidad Valenciana se ha estimado a partir de la mortalidad publicada en el INE (<http://www.ine.es>) y la letalidad f para el cáncer de mama, publicada y propuesta por la NCRP (1993), basada en una publicación previa de la ICRP (1991).

Aunque la introducción progresiva del cribado y las mejoras en el tratamiento y en el diagnóstico podrían haber reducido la letalidad f desde 1993 hasta la actualidad, la máxima estimación del riesgo correspondería con los valores publicados por la NCRP (1993), asumiendo que no existe ninguna otra causa que pudiera aumentar el riesgo. De este modo, la tasa de incidencia se ha calculado como

$$\lambda_{in}^{CV} = \lambda_{fbc}^{CV}(t_k) f^{-1} \quad (5.13)$$

Se han seleccionado algunos modelos para ajustar los datos de mortalidad de la Comunidad Valenciana publicados por el INE (Gompertz, Makeham, Perks, Beard y Weibull), según Yashin et al. (2000). Sin embargo, la falta de datos y la dificultad de encontrar un buen estimador de la tasa de mortalidad ha conducido a la elección de una interpolación por splines, asumiendo que las observaciones se producen en la edad media del intervalo.

Las funciones de riesgo de cáncer de mama se han transportado asumiendo que la mortalidad de la población que acude al programa de cribado mamográfico es la misma que la de la población valenciana, esto es $\lambda^{PPCMCV}(t_k) = \lambda^{CV}(t_k) \forall t_k$, donde $\lambda(t_k)$ es la función de riesgo para incidencia o mortalidad de cáncer de mama.

5.2.6. Período de latencia (L)

El período de latencia L es una magnitud difícil de estimar, debido a que el inicio del proceso que puede dar lugar a un cáncer es incierto. En el informe UNSCEAR 1988 el período de latencia mínimo usado en las estimaciones de riesgo fue de 10 años para todos los tipos de cánceres, extrapolado de la observación de los supervivientes de las bombas atómicas (20-24 años para el cáncer de mama) (NCRP 1993). Para esta cohorte (LSS) no existen suficientes datos que justifiquen un incremento del riesgo para los 10 años posteriores a las exposiciones. En la estimación del exceso de riesgo de la cohorte del estudio de fluoroscopia en Canadá (CFS) se excluyeron los datos que corresponden a los 5 años después de la primera

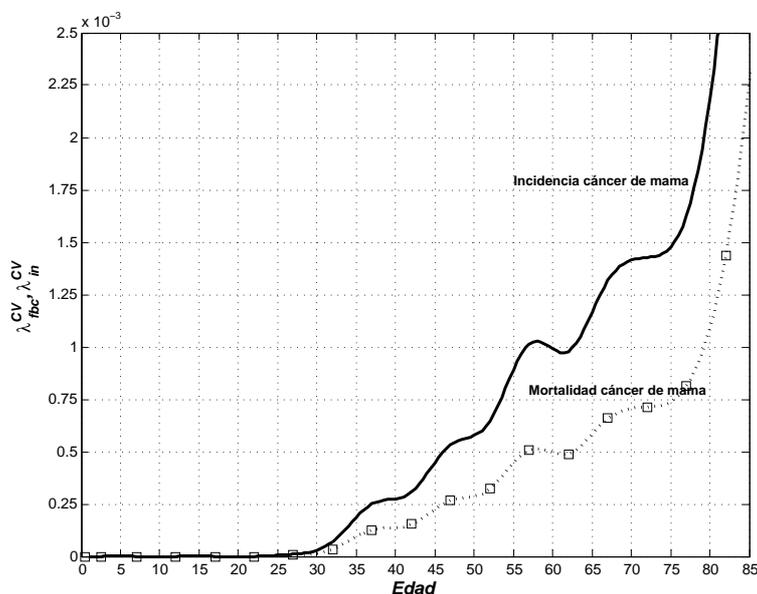


Figura 5.1: Funciones de riesgo de incidencia y mortalidad por cáncer de mama en la Comunidad Valenciana (2000)

exposición, debido a que no se encontró un incremento significativo en el riesgo. Por lo tanto, a falta de mayor información se ha considerado un periodo de latencia $L=5$ años para la incidencia y para la mortalidad del cáncer de mama, que es un valor conservativo.

5.3. Controles de calidad en equipos mamográficos

Cada año se realiza un control de calidad a cada uno de los mamógrafos de las unidades de cribado del programa, siguiendo las Directrices Europeas de Garantía de Calidad en Mamografía [European Commission 2001]. En dichos controles se verifican diferentes parámetros de funcionamiento, como el rendimiento (Γ), el valor de la capa hemirreductora (HVL), la densidad óptica en el punto de referencia, la distancia foco-tablero (DFT) y la carga del tubo (mAs) en el Control Automático de Exposición (CAE).

Los mamógrafos del programa de cribado están equipados con un dispositivo de control automático de exposición (CAE), una rejilla antidifusora y un display de post-exposición del voltaje y la carga del tubo. Algunos de los equipos permiten la selección manual o automática de la combinación ánodo/filtro, entre molibdeno/molibdeno (Mo/Mo), molibdeno/rodio

5.3. Controles de calidad en equipos mamográficos

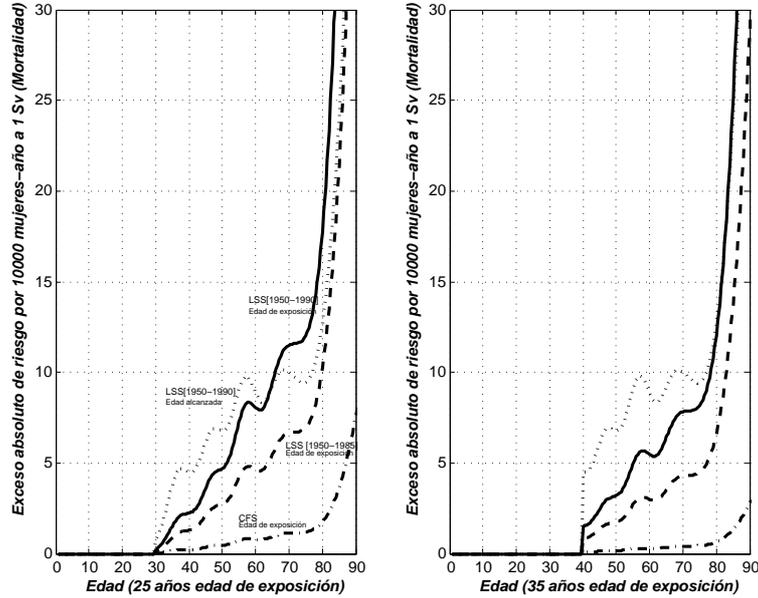


Figura 5.2: Exceso absoluto de riesgo (EAR) de cáncer de mama mortal por 10000 mujeres-año a 1 Sv (DDREF=1) en la Comunidad Valenciana a edades de exposición de 25 y 35 años y periodo de latencia $L = 5$ años, transportando riesgos de las cohortes CFS (-.-), LSS con seguimiento de 1950-1985 (—), y LSS con seguimiento de 1950-1990, basados en un modelo de edad de exposición (-) y de edad alcanzada (...)

(Mo/Rh) o rodio/rodio (Rh/Rh), antes de realizar la exposición. En la tabla 5.3 aparecen los equipos mamográficos presentes en cada centro y el tipo de película fotográfica utilizada en cada uno de ellos.

El kerma en aire en la superficie de entrada de la mama (K_a o KASE) se estima como

$$K_a = \Gamma_{DFD} \left(\frac{DFD}{DFT - b} \right)^2 mAs_a \quad (5.14)$$

donde Γ_{DFD} es el rendimiento del mamógrafo o el kerma en aire incidente por unidad de carga del tubo, medido en mGy/mAs a la distancia foco-detector DFD , DFT es la distancia foco-tablero, b es el espesor de mama comprimida y mAs_a es la carga del tubo de rayos X durante una exposición en condiciones clínicas.

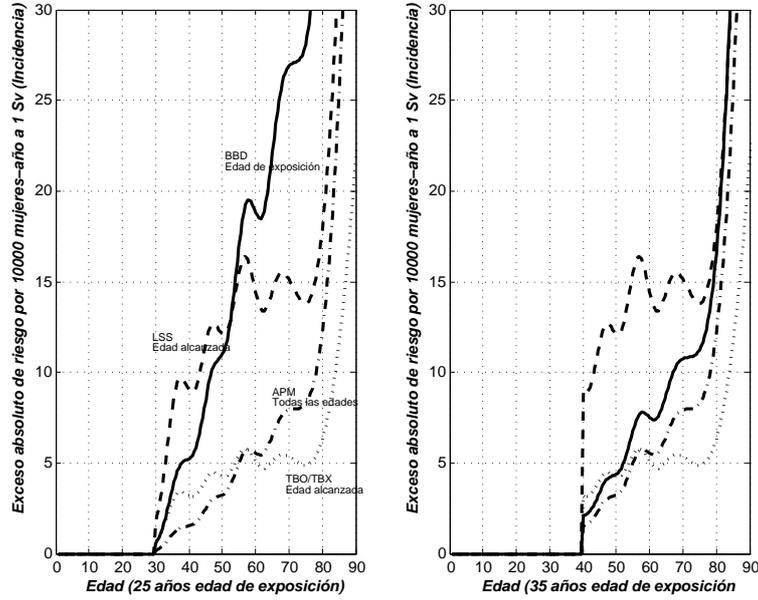


Figura 5.3: Exceso absoluto de riesgo (EAR) de incidencia de cáncer de mama por 10000 mujeres-año a 1 Sv (DDREF=1) en la Comunidad Valenciana a edades de exposición de 25 y 35 años y periodo de latencia $L=5$ años, transportando riesgos de las cohortes LSS (—), TBO/TBX (...), APM (-.-) y BBD (-)

La medida de la capa hemirreductora (HVL) se realizó a una única tensión de 28 kV, con diferentes láminas de aluminio con una pureza del 99.9 %, midiendo el kerma con un detector PMX a una carga del tubo fija (50, 100 ó 200 mAs). El HVL para otras tensiones se ha estimado a partir del ajuste obtenido entre los valores de la tensión y del HVL que figuran en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía [Jansen and Zoetelief 1994] corregidos por el valor del HVL medido en el control a 28 kV,

$$HVL = HVL_{med} \frac{A_2 kV^2 + A_1 kV + A_0}{A_2 kV_{med}^2 + A_1 kV_{med} + A_0} \quad (5.15)$$

donde kV es el voltaje del tubo durante una exposición normal, kV_{med} es el voltaje real que muestra el display durante la medida del HVL a la tensión de referencia de 28 kV. Las constantes del ajuste son $A_0=-0.2191$, $A_1=0.0339$, $A_2=-0.0005$, con un error cuadrático medio de $R^2=0.9943$.

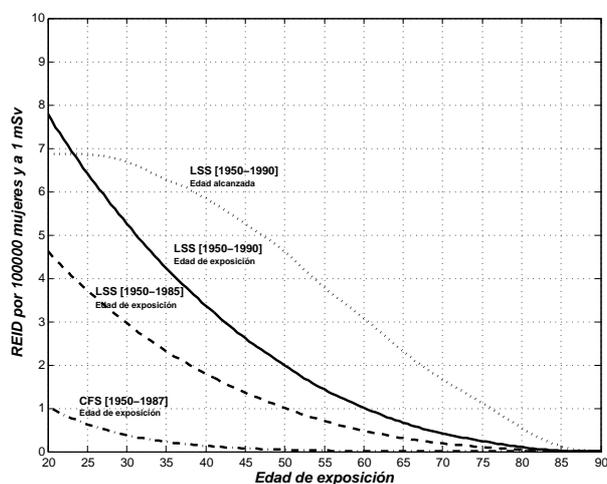


Figura 5.4: Riesgo de mortalidad de cáncer de mama radioinducido (REID) a diferentes edades de exposición por 100000 mujeres a 1 mSv en la Comunidad Valenciana ($DDREF = 1$).

5.4. Muestras poblacionales en equipos mamográficos

Entre noviembre de 2000 y marzo de 2001 se extrajo una muestra poblacional de 100 mujeres de cada una de las unidades de funcionamiento del PPCMCV, después de la realización del control de calidad anual de cada equipo mamográfico. Los datos recogidos en la muestra para cada mujer y proyección fueron el voltaje (kV) y la carga del tubo de rayos X (mAs), el espesor de mama comprimida (b) y la edad de la mujer. Algunos de los mamógrafos más antiguos no tienen indicador del espesor de mama bajo compresión, por lo que se estimaron con una regla graduada.

Una segunda muestra poblacional se extrajo entre octubre y noviembre de 2001, mientras que entre octubre y noviembre de 2002 se extrajo una tercera muestra, ambas de 100 mujeres de cada una de las unidades en funcionamiento del programa, después de la realización de los controles de calidad anuales a los equipos mamográficos.

En la tabla 5.4 se muestran los valores promediados y la desviación típica de los datos registrados en cada muestra. La glandularidad de cada muestra se ha estimado según el ajuste por edad y por espesor de compresión según Dance (2000).

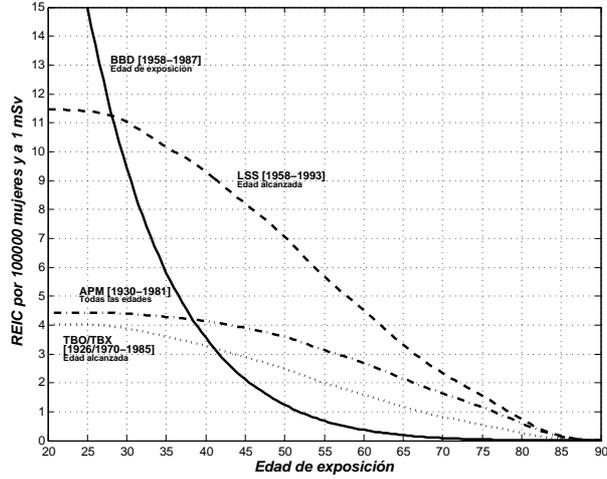


Figura 5.5: Riesgo de incidencia de cáncer de mama radioinducido (REIC) a diferentes edades de exposición por 100000 mujeres a 1 mSv en la Comunidad Valenciana ($DDREF = 1$).

5.5. SCREENRISK: simulación e implementación

El uso de indicadores de riesgo cuando se evalúan los riesgos derivados de programas de cribado mamográfico es necesario para comparar las condiciones de cribado entre programas diferentes, pudiendo ser incluidos en los controles de calidad periódicos de los equipos mamográficos.

En un programa de cribado mamográfico las mujeres acuden citadas entre una edad inicial a y una edad final b con una periodicidad constante s , recibiendo cada vez en condiciones normales una exposición en cada mama.

El riesgo medio A de mortalidad e incidencia de cáncer de mama radioinducido en un instante del programa de prevención puede estimarse como

$$A_{fbc} = \sum_{j=a}^b v(t_j) REID^{(m)}(t_j | d_{g,j}) w(t_j) \quad (5.16)$$

$$A_{in} = \sum_{j=a}^b v(t_j) REIC^{(m)}(t_j | d_{g,j}) w(t_j) \quad (5.17)$$

donde $v(t_j)$ es el número de proyecciones por mama en cada visita, $w(t_j)$ es la fracción

5.5. SCREENRISK: simulación e implementación

Tabla 5.3: Descripción de los equipos mamográficos analógicos

Centro	Modelo		Película
1A	SENOGRAPHE DMR	GE	MIN-RM (Kodak)
2A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
3A	MAMMOMAT UC	Siemens	MIN-RH (Kodak)
4A	MAMMODIAGNOSTIC UC	Philips	MIN-RM (Kodak)
5A	MAMMODIAGNOSTIC UC	Philips	MIN-R2 (Kodak)
6A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RH (Kodak)
7A	MAMMOMAT UC	Siemens	MIN-RH (Kodak)
8A	MAMMODIAGNOSTIC UC	Philips	MIN-R (Kodak)
9A	SENOGRAPHE 700T	GE	HDR (Agfa)
10A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RH (Kodak)
11A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
12A	SENOGRAPHE 700T	GE	HDR (Agfa)
13A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
14A	SENOGRAPHE DMR	GE	MIN-R (Kodak)
16A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-R (Kodak)
17A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-R (Kodak)
18A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
19A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
20A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-R (Kodak)
21A	SENOGRAPHE DMR	GE	MIN-R (Kodak)
22A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-RM (Kodak)
23A	SENOGRAPHE DMR	GE	MIN-R (Kodak)
24A	ALPHA RT	Instrumentarium	MIN-R1 (Kodak)

Tabla 5.4: Valores promedio y desviación típica de los datos registrados y estimados en cada una de las muestras poblacionales en mamógrafos analógicos

	No. de mujeres	Kilovoltaje (kV)	Carga del tubo (mAs)	Espesor de compresión (cm)	G (%)
1 st (2001)	1861	27±2	102±51	5.3±1.3	36±20
2 nd (2002)	1772	28±2	93±46	5.6±1.3	36±20
3 rd (2003)	1980	28±2	82±42	5.5±1.3	31±18

de población y $d_{g,j(i)}$ es la dosis media glandular por película a una edad de exposición t_j . La tabla 5.5 muestra el riesgo radiológico en el programa de cribado en cada muestra poblacional. Los valores máximos se han obtenido con el Life Span Study y un modelo

de edad alcanzada, siendo los riesgos derivados del estudio Canadian Fluoroscopy Cohort prácticamente despreciables. El riesgo de mortalidad derivado del seguimiento de los últimos 5 años de los supervivientes de las bombas atómicas, incluidos en el informe UNSCEAR 2000, es aproximadamente el doble que el debido al seguimiento entre 1950-1985, para el mismo modelo (edad de exposición) y aproximadamente cuatro veces para el modelo de edad alcanzada.

Tabla 5.5: Riesgo radiológico medio de incidencia y mortalidad de cáncer de mama por 10^5 mujeres-año en el PPCMCV

	Cohorte		PPCMCV
Mortalidad	CFS	1 st (2001)	0.05 ± 0.02
	[1950-1987]	2 nd (2002)	0.04 ± 0.02
	Edad de exposición	3 rd (2003)	0.04 ± 0.01
	LSS	1 st (2001)	1.21 ± 0.52
	[1950-1985]	2 nd (2002)	1.04 ± 0.44
	Edad de exposición	3 rd (2003)	1.02 ± 0.39
	LSS	1 st (2001)	2.43 ± 1.03
	[1950-1990]	2 nd (2002)	2.08 ± 0.87
	Edad de exposición	3 rd (2003)	2.03 ± 0.78
	LSS	1 st (2001)	5.96 ± 2.53
	[1950-1990]	2 nd (2002)	5.14 ± 2.15
	Edad alcanzada	3 rd (2003)	4.99 ± 1.92
Incidencia	LSS	1 st (2001)	8.98 ± 3.83
	[1958-1993]	2 nd (2002)	7.76 ± 3.24
	Edad alcanzada	3 rd (2003)	7.55 ± 2.90
	TBO/TBX	1 st (2001)	3.17 ± 1.35
	[1926/1970-1985]	2 nd (2002)	2.73 ± 1.14
	Edad alcanzada	3 rd (2003)	2.66 ± 1.02
	APM	1 st (2001)	4.81 ± 2.05
	[1930-1981]	2 nd (2002)	4.17 ± 1.73
	Todas las edades	3 rd (2003)	4.05 ± 1.55
	BBD	1 st (2001)	1.46 ± 0.62
	[1958-1987]	2 nd (2002)	1.22 ± 0.53
	Edad de exposición	3 rd (2003)	1.21 ± 0.47

Otro estimador de riesgo (B) es la probabilidad acumulada asociada a una mujer que acude a todas las citaciones del programa de cribado. En este caso, el riesgo radiológico B se estimará como

$$B_{fbc} = \sum_{k=1}^N v(t_{j(k)}) REID^{(m)}(t_{j(k)} | d_{g_{j(k)}}) r(t_{j(k)}) \quad (5.18)$$

$$B_{in} = \sum_{k=1}^N v(t_{j(k)}) REIC^{(m)}(t_{j(k)} | d_{g_{j(k)}}) r(t_{j(k)}) \quad (5.19)$$

donde $N = (b - a)/s + 1$ es el máximo número de citaciones que una mujer puede acudir a cribado mamográfico y $j(k) = a + s(k - 1)$ es la edad de la mujer en la exposición. La función $r(t_{j(k)})$ es el coeficiente de fiabilidad, definido como $r(t_{j(k)}) = \hat{s}_1(t_{j(k)})/\hat{s}_1(t_{j(1)})$ que corrige (5.18) y (5.19), considerando la posible muerte natural durante el cribado mamográfico. Estos estimadores determinan la probabilidad total acumulada de que una mujer citada a cribado desarrolle un cáncer de mama radioinducido, pudiendo ser comparados con la probabilidad natural de mortalidad de cáncer de mama.

A partir de estas ecuaciones se ha desarrollado el programa SCREENRISK, basado en Matlab © 6.5, para estimar el riesgo de mortalidad y de incidencia de cáncer radioinducido (*REID* y *REIC*) para un cáncer específico y una población dada. El programa se ha implementado en un PC Pentium © IV CPU 1.70 GHz, 896 MB RAM y Windows XP OS.

Se han considerado algunas hipótesis de cribado para comparar los riesgos de cáncer radioinducido bajo el PPCMCV:

- Hipótesis 1: $a = 45$; $b = 69$; $s = 2$; $N = 13$, $v(45 - 46) = 2$; $v(47 - 69) = 1$
- Hipótesis 2: $a = 50$; $b = 69$; $s = 2$; $N = 10$, $v(50 - 69) = 2$
- Hipótesis 3: $a = 50$; $b = 69$; $s = 1$; $N = 20$, $v(50 - 69) = 2$
- Hipótesis 4: $a = 50$; $b = 69$; $s = 1$; $N = 20$, $v(50 - 69) = 1$

La hipótesis 1 (H1) se corresponde con las condiciones de cribado del Programa de Prevención de Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana; la hipótesis 2 (H2) con el Programa de Detección Precoz de Cáncer de Mama de Galicia; la hipótesis 3 (H3) corresponde con algunos programas de cribado en EEUU y la hipótesis 4 (H4) se utiliza en otros programas.

Las tablas 5.6 y 5.7 presentan los resultados obtenidos para los riesgos de mortalidad e incidencia, respectivamente. En los cálculos con el programa SCREENRISK, se han utilizado las dosis medias glandulares de la tercera muestra poblacional para todas las hipótesis.

Debido a que existen pocos estudios relativos de mortalidad por cáncer de mama debido a exposiciones a la radiación, la estimación de riesgos transportada de estos estudios está sujeta a un gran número de incertidumbres. Además, cabe resaltar que solo el estudio canadiense de fluoroscopia (CFS) deriva de pacientes expuestos en aplicaciones médicas. Este estudio podría ser el más adecuado para transportar los riesgos radiológicos que el Life

Tabla 5.6: Riesgo radiológico de mortalidad de cáncer de mama por 10^{-4} asociado a una mujer que participa en todas las citaciones

	Modelo	H1	H2	H3	H4
CFS	E	0.05±0.02	0.04±0.01	0.07±0.02	0.03±0.01
LSS [1950 – 1985]	E	1.20±0.47	1.33±0.49	2.50±0.92	1.25±0.46
LSS [1950 – 1990]	E	2.40±0.94	2.74±1.05	5.13±1.89	2.56±0.94
LSS [1950 – 1990]	A	5.87±2.28	7.63±2.80	14.38±5.30	7.19±2.65

Tabla 5.7: Riesgo radiológico de incidencia de cáncer de mama por 10^{-4} asociado a una mujer que participa en todas las citaciones

	Modelo	H1	H2	H3	H4
LSS	A	8.88±3.45	11.32±4.16	21.32±7.86	10.66±3.93
TBO/TBX	A	3.13±1.21	3.99±1.46	7.51±2.77	3.75±1.38
APM	E/A	4.75±1.83	6.47±2.38	12.22±4.50	6.11±2.25
BBD	E	1.44±0.57	1.25±0.45	2.32±0.85	1.16±0.42

Span Study, porque proporciona más información de los efectos de exposiciones progresivas a exposiciones de baja tasa de dosis, como las aplicadas en mamografía. Los riesgos derivados de este estudio son los más bajos entre todos, comparando los detrimentos radiológicos de mortalidad e incidencia. Sin embargo, el estudio CFS presenta diferentes respuestas a las dosis entre centros médicos, que podrían indicar la presencia de errores o incertidumbres en dosimetría, como ocurre en el subestudio de Nova Scotia. Por esta razón se ha excluido este subestudio del estudio total de CFS (Howe and Laughlin 1996). No obstante, otros subestudios del estudio CFS pueden estar sujetos a las mismas incertidumbres dosimétricas.

El detrimento radiológico medio, medido como el número total de cánceres de mama radioinducidos es inferior a $9 \cdot 10^{-5}$ mujeres-año para todas los estudios de incidencia y modelos e inferior a $6 \cdot 10^{-5}$, en el caso de cánceres mortales. Los valores estimados no presentan diferencias destacables con los resultados presentados en un artículo previo [León et al. 2001]. Las diferencias entre los detrimentos radiológicos del estudio CFS y los derivados del estudio LSS son considerables. Las comparaciones entre ambos estudios son debidas a diferencias como las funciones de riesgo base en Canadá y Japón, los ajustes en la estimación de las dosis o la edad media de exposición. En el caso del estudio LSS, la posible contribución de los neutrones en el subestudio de Hiroshima y los efectos del daño térmico y mecánico podrían influir en los modelos de riesgo, concluyendo que es necesario analizar otros estudios e incrementar el seguimiento para estimar la mortalidad debida exclusivamente a los cánceres radioinducidos. Además, las diferencias entre los resultados

derivados del modelo de edad de exposición y de edad alcanzada son considerables para un mismo seguimiento del estudio LSS.

Una mujer de 45 años de la Comunidad Valenciana tiene una probabilidad natural de desarrollar un cáncer de mama mortal de $9.2 \cdot 10^{-3}$ en el periodo de 45 a 69 años, mientras que el riesgo total asociado a las exposiciones del programa de cribado mamográfico se encuentra en el rango $[5 \cdot 10^{-6}, 6 \cdot 10^{-4}]$ aproximadamente (Hipótesis H1). Los riesgos derivados de las hipótesis 2 y 4 son superiores a la hipótesis del PPCMCV (H1), con los detrimentos radiológicos menores, excepto en el estudio CFS. Esto es debido al doble número de proyecciones entre 50 y 69 años (H2) y a la citación anual (H4). Como puede observarse, los valores máximos corresponden con la hipótesis 3, cuando el programa comienza a los 50 años y se realiza una proyección doble anualmente. Los valores máximos obtenidos para la hipótesis 3, que corresponden con algunas condiciones en Norte América, hacen necesario un análisis de las tasas de detección y los procedimientos durante el cribado, demostrando la necesidad de nuevos estudios epidemiológicos para ajustar mejor el *ERR* y el *EAR* para incidencia y mortalidad de cáncer de mama.

Comparando los resultados para todas las hipótesis, las condiciones en el PPCMCV proporcionan los detrimentos radiológicos menores, aunque los valores son comparables a los obtenidos para las hipótesis 2 y 4 con una doble proyección por citación (H2) y una citación anual (H4). Esto es debido a que la contribución al riesgo debida al grupo de edad entre 45-50 años es considerable.

En términos de riesgo radiológico, los procedimientos de cribado mamográfico en la Comunidad Valenciana son aceptables, aunque estos valores deberían compararse con las tasas de detección para encontrar el programa óptimo, en cuanto a riesgo y detección se refiere. En todos los casos y modelos, la tasa de inducción es muy baja, comparada con la tasa de detección del programa durante 2001-2003, que es aproximadamente $3 \cdot 10^{-3}$ por mujer expuesta, obteniéndose que el cribado es aceptable en términos de riesgo radiológico. Sin embargo, serían necesarias las tasas de detección de cada hipótesis asociadas a otros periodos de cribado, para realizar un análisis más exhaustivo.

Como conclusión, las funciones de riesgo de cánceres radio-inducidos están sujetas a un gran número de incertidumbres, como por ejemplo, el modelo de transporte de riesgo, la DDREF, el periodo de latencia L , la letalidad f o el vector de covariables \vec{z}_{fbc} utilizado para ajustar los riesgos relativos de los estudios epidemiológicos. A pesar de todas estas incertidumbres, el riesgo radiológico medio y la probabilidad de cáncer de mama radioinducido son buenos indicadores cualitativos de un programa de cribado mamográfico, pudiendo ser utilizados en la comparación entre equipos de mamografía o entre instantes de tiempo diferentes del mismo programa.

Capítulo 6

Evaluación de equipos de mamografía digital con Monte Carlo

6.1. Introducción

Entre 2005 y 2006, el Programa de Prevención de Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana se planteó la sustitución parcial de los equipos mamográficos analógicos por equipos digitales (CR y DR). En estas condiciones, se extrajeron nuevas muestras poblacionales para poder comparar las dosis glandulares impartidas y los riesgos radiológicos derivados de dichas exposiciones.

Se han realizado pruebas técnicas en los nuevos equipos digitales con el maniquí CIRS 11A (SP01) para evaluar la dosis media glandular que recibiría una mama estándar en condiciones normales durante la exposición, y de esta forma poder comparar la efectividad y la eficiencia de los mismos, en lo que respecta a la dosis glandular absorbida.

En la sección 6.2 se describe las características del maniquí utilizado en la comparación de equipos. En las secciones 6.3 y 6.4 se describen los centros que han implantado equipos de mamografía digital CR (centros 1CR, 2CR, 3CR y 4CRb) y DR (centros 1DR, 2DR, 3DR y 4DR), respectivamente. Además se incluye información sobre las pruebas técnicas realizadas y las muestras poblacionales de mujeres. Por último, en la sección 4.5 se muestran los resultados de dosis y detrimentos en las muestras poblacionales, así como una evaluación de los equipos de mamografía digitales.

6.2. El maniquí CIRS11A (SP01)

El maniquí utilizado en las pruebas técnicas de esta tesis es el comercializado por la empresa CIRS, modelo 11-A, referencia SP01. Este maniquí fue desarrollado como prototipo por CIRS bajo las especificaciones de diferentes grupos de trabajo españoles para su posible aplicación en mamografía digital (de ahí el indicativo SP01 en denominación del modelo). En la fig. 6.1 se muestra una imagen del maniquí comercializado y utilizado en las pruebas técnicas.

6.2. El maniquí CIRS11A (SP01)

El maniquí CIRS 11A (MAMMO PHANTOM SP01) simula una mama de espesor 4.5 cm. Los materiales que componen el maniquí son resinas que representan una composición media de tejido adiposo y glandular, según la atenuación media de los tejidos descrita por Hammerstein. Dentro del maniquí se encuentran diversos objetos de test, que modelan microcalcificaciones, fibras y masas tumorales. Este fantoma según los datos suministrados por el fabricante, posee las siguientes características generales:

- Longitud 12.5 cm, anchura 18.5 cm y altura 4.5 cm.
- Material epoxy, optimizado para simular el tejido equivalente del pecho para energías impartidas entre 15 keV y 40 keV.
- Fondo matriz: simulación de tejidos 50 % glandular, 50 % graso.



Figura 6.1: Maniquí CIRS11A (SP01)

Las condiciones de exposición del maniquí en los equipos de mamografía durante las pruebas técnicas han sido:

- Densidad óptica media (0 en el caso analógico y +2 en el digital) con variación de la tensión aplicada entre 26 y 30 kV.
- Para una tensión fija de 28 kV, variando la densidad óptica. Entre -2 y +2 para el caso analógico y entre 0 y 4 para el digital.

Una vez realizadas las exposiciones, para cada una de ellas se tendrán valores de kV, espesor (4.5 cm del maniquí), mAs (miliamperios por tiempo de exposición, dado por el modo automático del mamógrafo) y densidad óptica (DO). Con estos valores y para una supuesta glandularidad del 50/50, será posible obtener la dosis media glandular en cada una de las exposiciones.

6.3. Evaluación de equipos mamográficos CR

6.3.1. Descripción de los equipos mamográficos

El centro 1CR es un centro asociado al Programa de Cribado Mamográfico que diagnostican a mujeres que después de acudir al cribado son susceptibles de poder desarrollar un cáncer de mama. Los centros 2CR y 3CR se corresponden con los centros 7A y 8A de las muestras analógicas extraídas durante 2001 a 2003, aunque en este caso se han incorporado chasis CR y reveladoras en el cribado. El centro 4CRa es una unidad de cribado mientras que el centro 4CRb es un hospital asociado al programa de prevención. Aunque estos centros son diferentes, utilizan el mismo modelo de equipo mamográfico y las mujeres que acuden son de la misma región.

En las tablas 6.1 y 6.2 se muestran los modelos de equipos mamográficos utilizados, así como los modelos de chasis de película y los de chasis de fósforo fotoestimulable, junto con el modelo de scanner.

Tabla 6.1: Descripción de los equipos mamográficos CR con chasis de película (analógicos)

Centro	Mamógrafo	Película
1CR	SENOGRAPHE DMR (GE)	MAMORAY HDR (Agfa)
2CR	MAMMOMAT UC (Siemens)	MIN-R2 (Kodak)
3CR	MAMMODIAGNOSTIC UC (Philips)	MAMORAY HDR (Agfa)
4CRa	MAMMODIAGNOSTIC UC (Philips)	MIN-R2 (Kodak)

Tabla 6.2: Descripción de los equipos mamográficos digitales CR con chasis de fósforo fotoestimulable

Centro	Mamógrafo	PSP/IP	Scanner
1CR	SENOGRAPHE DMR (GE)	FCR 5000MA (Fuji)	FUJI CR Profect CS
2CR	MAMMOMAT UC (Siemens)	FCR 5000MA (Fuji)	FUJI CR Profect CS
3CR	MAMMODIAGNOSTIC UC (Philips)	-	-
4CRb	MAMMODIAGNOSTIC UC (Philips)	-	CR 75.0 (Agfa)

A continuación se describen los equipos CR que se han implantado en los centros para cribado mamográfico:

- Fuji FCR: El sistema de CR de Fuji estudiado está compuesto de una estación digitalizadora Fuji PROPECT CS y un conjunto de chasis de fósforo fotoestimulable

6.3. Evaluación de equipos mamográficos CR

(*photostimulable phosphor imaging plate* o PSP/IP) modelo FCR5000MA con una composición $\text{BaFBr}_{0,85}\text{I}_{0,15}:\text{Eu}^{+2}$.

El chasis FCR5000MA se utiliza en mamografía, con un tamaño de píxel mínimo de $50\ \mu\text{m}$, alcanzando un tamaño de matriz de píxeles de 3540×4740 , con una resolución espacial de 20 píxeles/mm. El sistema de lectura proporciona las imágenes digitales en formato DICOM.



Figura 6.2: Estación digitalizadora Fuji PROTECT CS

- Agfa CR: El sistema de CR de Agfa modelo CR 75.0 está compuesto de una estación digitalizadora (*scanner*) y un conjunto de chasis de fósforo fotoestimulable de composición $\text{BaSrFBr}:\text{Eu}$. El digitalizador no necesita interacción manual, siendo capaz de leer los datos demográficos que contiene la memoria del chasis, explorando la placa de la imagen, digitalizando la imagen y devolviendo el chasis al dispensador de salida, para permitir nuevas exposiciones.

En el caso de mamografía, el tamaño de la matriz de píxeles para un chasis de $18 \times 24\ \text{cm}$ es de 3560×4640 , que correspondería con una resolución espacial de 20 píxeles/mm, a una resolución en escala de grises de 12 bits/píxel.



Figura 6.3: Estación digitalizadora Agfa CR 75.0

6.3.2. Controles de calidad y pruebas técnicas

En las tablas 6.3 y 6.4 se recogen las principales características de los equipos mamográficos CR utilizadas en el estudio.

Tabla 6.3: Características de los equipos mamográficos CR con chasis de película

Centro	Γ (mGy m ² /mAs)	HVL (mm Al)
1CR	0.035	0.32
2CR	0.025	0.33
3CR	0.027	0.33
4CRa	0.035	0.33

Tabla 6.4: Características de los equipos mamográficos CR con chasis de fósforo fotoestimulable

Centro	Γ (mGy m ² /mAs)	HVL (mm Al)
1CR	0.035	0.32
2CR	0.030	0.32
3CR	0.035	0.32
4CRb	0.057	-

6.3. Evaluación de equipos mamográficos CR

Tabla 6.5: Centro 1CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (1a. muestra analógica) (Analógico: DO = 0 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26		119	8.954	1.732	1.755
28	0	66	6.616	1.333	1.383
30		36	4.509	0.937	0.997

Tabla 6.6: Centro 1CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (1a. muestra digital) (Digital: DO = 2 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26		74	5.567	1.077	1.091
28	2	42	4.210	0.848	0.880
30		25	3.132	0.651	0.692

6.3.3. Muestras poblacionales

Durante 2005 y 2006 se realizó una extracción doble de muestras poblacionales de 100 mujeres aproximadamente en cada uno de los equipos mamográficos CR implantados. En la primera extracción se utilizó un chasis de película, mientras que en la segunda se utilizó un chasis de fósforo fotoestimulable.

Durante las exposiciones, se registró el voltaje y la carga del tubo (mAs) en cada caso, el espesor de compresión de mama, la edad y el tipo de proyección (CC u OML). En las tablas 6.11 y 6.12 se recogen los datos poblacionales de las muestras de mujeres recogidas en los equipos de mamografía analógicos y digitales.

Tabla 6.7: Centro 1CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (2a. muestra analógica) (Analógico: DO variable a 28 kV)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	-2	45	4.511	0.909	0.943
	0	66	6.616	1.333	1.383
	+2	92	9.223	1.858	1.928

Tabla 6.8: Centro 1CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (2a. muestra digital) (Digital: DO variable a 28 kV)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	0	30	3.007	0.606	0.629
	2	42	4.210	0.848	0.880
	4	56	5.614	1.131	1.174

Tabla 6.9: Centro 2CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO = 2 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26	2	85	15.725	2.634	2.603
28		52	9.620	1.678	1.698
30		33	6.105	1.098	1.139

Tabla 6.10: Centro 2CR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	0	38	7.030	1.226	1.241
	2	52	9.620	1.678	1.698
	4	68	12.583	2.194	2.221

6.3. Evaluación de equipos mamográficos CR

Tabla 6.11: Valores promedio y desviación típica de los datos registrados en la muestra poblacional en equipos mamográficos CR con chasis de película

Centro	No. de mujeres/proy.	Kilovoltaje (kV)	Carga del tubo (mAs)	Espesor de compresión (cm)	Edad
1CR	44/44	28±0	63.54±36.99	4.93±1.32	-
2CR	126/274	28.06±0.53	69.54±27.15	5.37±1.22	55.48±7.21
3CR	100/214	31.69±1.77	30.14±9.86	4.54±1.04	55.19±6.48
4CRa	103/212	29.42±1.89	55.71±14.75	5.75±0.93	53.79±5.67

Tabla 6.12: Valores promedio y desviación típica de los datos registrados en la muestra poblacional en equipos mamográficos digitales CR con chasis de fósforo fotoestimulable

Centro	No. de mujeres/proy.	Kilovoltaje (kV)	Carga del tubo (mAs)	Espesor de compresión (cm)	Edad
1CR	-/100	29±0	42.11±24.32	4.70±1.14	-
2CR ⁽¹⁾	117/268	28.45±0.63	57.73±16.03	5.74±1.00	55.4±8.01
	100/210	28.59±0.70	43.33±11.39	5.46±1.07	56.9±7.21
3CR	99/204	31.00±2.97	29.81±7.65	5.28±1.41	-
4CRb	100/306	29±0	55.83±32.92	4.78±1.30	49.97±14.08

¹ Se extrajeron dos muestras de esta unidad

6.4. Evaluación de equipos mamográficos DR

6.4.1. Descripción de los equipos mamográficos

El centro 1DR y el centro 4DR son unidades que pertenecen al Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana, mientras que los centros 2DR y 3DR son centros de apoyo al programa, donde acuden mujeres para un estudio complementario o para tratamiento. En la tabla 6.13 se muestran los centros y el modelo de equipo mamográfico implantado.

Tabla 6.13: Descripción de los equipos mamográficos digitales DR

Centro	Mamógrafo
1DR	SENOGRAPHE 2000D (GE)
2DR	MAMMOMAT NOVATION DR (Siemens)
3DR	LORAD (Agfa)
4DR	DM 1000 (Agfa)

A continuación se describen los equipos mamográficos DR que se han implantado en los centros del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana:

- **SENOGRAPHE 2000D (GE):** El equipo mamográfico digital SENOGRAPHE 2000D (General Electric) está equipado con un tubo de rayos X de doble pista rotativo (Mo/Mo y Mo/Rh) y un detector digital. El detector digital es un panel plano de silicio amorfo en el que se deposita yoduro de cesio para maximizar la detección de rayos X (aSi-CsI). Las operaciones de posición y las exposiciones a los rayos X se controlan desde un panel de control, que también controla la alimentación de todos los elementos del sistema SENOGRAPHE 2000D. La imagen es transmitida a una estación de trabajo de adquisición (AWS) por digitalización directa. Este mamógrafo permite la selección automática de 3 modos de operación: CNT (contraste óptimo del objeto), STD (compromiso entre buen contraste y reducción de dosis) y DOSE (reducción de dosis). En la fig. 6.4 se muestra una fotografía del equipo mamográfico descrito, utilizado en el centro 1DR.
- **MAMMOMAT NOVATION DR (Siemens):** El equipo mamográfico MAMMOMAT NOVATION DR (Siemens) está equipado con un tubo de rayos X dual rotativo (Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh) y un detector digital. El detector es un panel plano de selenio amorfo (aSe). En la fig. 6.5 se muestra una fotografía del equipo mamográfico descrito, utilizado en el centro 2DR.
- **DM1000 (Agfa):** El equipo mamográfico DM1000 (Agfa) está equipado con un tubo de rayos X de doble pista rotativo (Mo/Mo y Mo/Rh) y un detector digital basado en series de transistores de película fina (TFT). El detector del DM1000 es un panel plano compuesto de selenio amorfo (aSe), que convierte directamente los rayos X en carga

6.4. Evaluación de equipos mamográficos DR



Figura 6.4: Equipo mamográfico digital directo SENOGRAPHE 2000D (GE)

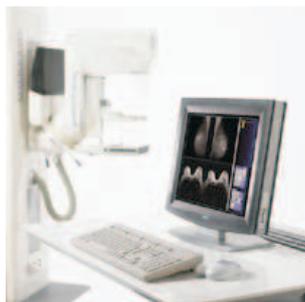


Figura 6.5: Equipo mamográfico digital directo MAMMOMAT NOVATION DR (Siemens)

eléctrica. En la fig. 6.6 se muestra una fotografía del equipo mamográfico descrito, utilizado en el centro 4DR.



Figura 6.6: Equipo mamográfico digital directo DM1000 (Agfa)

6.4.2. Controles de calidad y pruebas técnicas

En la tabla 6.14 se muestran algunas de las características físicas de los equipos mamográficos digitales DR, como el rendimiento del equipo para una tensión de 28 kV a 100 mAs y el valor de la capa hemirreductora.

Tabla 6.14: Características físicas de los equipos mamográficos DR

Centro	Γ (mGy m ² /mAs)	HVL (mm Al)
1DR	0.036	0.33
2DR	0.040	0.39
3DR	0.053	0.37
4DR	0.059	0.32

Tabla 6.15: Centro 1DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (kV variable)

kV	MODO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26	CNT	107	7.804	1.548	1.529
28	STD	57	5.518	1.139	1.153
30	DOSE	38	4.586	0.977	1.013

Tabla 6.16: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Variación de mAs según pasos de selector)

kV	Pasos selector	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	-2	45	4.356	0.899	0.911
	0	57	5.518	1.139	1.153
	+2	71	6.873	1.419	1.437

Como se observa en las tablas 6.15 y 6.16, el modo CNT es el que proporciona un voltaje más bajo (26 kV) con una carga más alta (107 mAs), mejorando las condiciones de contraste. El modo DOSE, por el contrario, aumenta el voltaje (30 kV), reduciendo la carga (38 mAs) y por tanto, la dosis impartida.

Tabla 6.17: Centro 2DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO = 2 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26		91	13.988	2.289	1.975
28	0	58	8.916	1.519	1.343
30		41	6.302	1.108	1.003

Tabla 6.18: Centro 2DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	-2	45	6.917	1.178	1.042
	0	58	8.916	1.519	1.343
	+2	71	10.914	1.856	1.644

Tabla 6.19: Centro 3DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO = 2 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26		115.2	19.906	4.221	3.903
28	0	68.8	11.888	2.625	2.488
30		45.9	7.931	1.805	1.753

Tabla 6.20: Centro 3DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
28	-2	14.8	2.557	0.565	0.535
	0	68.8	11.888	2.625	2.488
	+2	69.9	12.078	2.667	2.526

6.4. Evaluación de equipos mamográficos DR

Tabla 6.21: Centro 4DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO = 2 y kV variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
26		88.3	14.454	2.796	2.833
28	0	58.1	9.511	1.958	1.988
30		34.9	5.713	1.187	1.262

Tabla 6.22: Centro 4DR: Dosis medias glandulares (mSv) y ESAK (mGy) para el maniquí CIRS 11A (Digital: DO variable)

kV	DO	mAs	ESAK	Dosis PE	Dosis MCNP
	-2	42.8	7.006	1.411	1.465
28	0	58.1	9.511	1.958	1.988
	+2	70.8	11.589	2.335	2.423

6.4.3. Muestras poblacionales

Durante 2005 y 2006 se extrajo una muestra poblacional de 100 mujeres aproximadamente de cada uno de los equipos mamográficos DR implantados, registrándose nuevamente el voltaje, la carga del tubo, el espesor de compresión y la edad de la mujer expuesta. Debido a la reciente instalación del equipo mamográfico en el centro 4DR, no se ha podido disponer de muestras poblacionales en este equipo.

Tabla 6.23: Valores promedio y desviación típica de los datos registrados y estimados en la muestra poblacional en mamógrafos digitales DR (2005-2006)

Centro	No. de mujeres/proy.	Kilovoltaje (kV)	Carga del tubo (mAs)	Espesor de compresión (cm)	Edad
1DR	100/364	28.33±1.02	70.23±14.85	5.40±0.98	58.01±6.58
2DR	96/350	27.22±0.56	97.79±38.01	5.57±1.80	54.18±12.48
3DR	99/326	31.22±1.64	65.21±23.36	6.47±1.29	58.37±12.21

6.5. Resultados y discusión

En las tablas 6.24, 6.25 y 6.26 se muestran los resultados de dosis medias glandulares estimadas con el software SCREENDOSE y de detrimentos estimados en cánceres mortales y totales por 100000 mujeres estimados con el software SCREENRISK para los equipos analógicos y digitales.

Comparando los equipos de mamografía digital (CR) con los de mamografía convencional, las dosis medias glandulares estimadas en mamografía digital son similares a las obtenidas en mamografía analógica.

En el caso del centro 3CR, la dosis media absorbida es ligeramente superior con el cassette CR, debido principalmente a que los espesores medios de compresión son mayores en la muestra digital que en la analógica, siendo muy similares los valores medios de voltaje y carga (mAs).

En el caso del centro 2CR, las dosis medias absorbidas utilizando los equipos CR son inferiores en ambos casos a la dosis absorbida con cassettes analógicos. Se observa como la carga del tubo es ligeramente inferior en los equipos CR para una media de voltajes y espesores de compresión del mismo orden de magnitud.

En el caso del centro 4CR se observa que la introducción del cassette digital no mejora considerablemente la dosis, a pesar de que los espesores medios de compresión son menores,

6.5. Resultados y discusión

Tabla 6.24: Dosis medias glandulares (mSv) con el software SCREENDOSE

	Analógico	Digital
1CR	1.18±0.55	0.93±0.42
2CR	1.11±0.37	1.07±0.25 ^(b) 0.85±0.21 ^(c)
3CR	0.83±0.24	0.93±0.29
4CRa	1.36±0.43 ^(a)	1.64±0.76
1DR	—	1.33±0.27
2DR	—	2.21±0.68
3DR	—	2.14±0.67

^(a) Dosis media glandular correspondiente a la unidad de cribado mamográfico

^(b) Primera muestra

^(c) Segunda muestra

Tabla 6.25: Riesgo radiológico por 100000 mujeres (Mortalidad) con el software SCREENRISK

	Analógico	Digital
1CR	4.47±2.09	3.52±1.62
2CR	4.59±1.22	4.31±0.88 ^(a) 3.09±0.57 ^(b)
3CR	3.24±0.75	3.51±1.09
4CR	4.34±0.99	6.84±1.96
1DR	—	5.36±0.92
2DR	—	8.05±1.55
3DR	—	7.88±1.57

^(a) Primera muestra

^(b) Segunda muestra

manteniéndose una carga del tubo (mAs) y un voltaje del mismo orden de magnitud. El rendimiento del mamógrafo digital es superior al del equipo analógico.

Comparando mamografía CR con mamografía DR, se observa que los mamógrafos DR del centro 2DR y del 3DR proporcionan dosis medias glandulares mayores. Otra diferencia a considerar es que estos equipos se emplean para tratamiento, y por lo tanto, en algunos casos se encuentran espesores menos comprimidos que en las poblaciones de cribado, ya que predomina la localización de tumores para la realización de biopsias. Además, como se

Tabla 6.26: Riesgo radiológico por 100000 mujeres (Incidencia) con el software SCREENRISK

	Analógico	Digital
1CR	6.68±3.13	5.26±2.42
2CR	6.94±1.84	6.52±1.33 ^(a) 4.65±0.86 ^(b)
3CR	4.88±1.13	5.25±1.64
4CR	6.54±1.51	10.37±2.99
1DR	—	8.09±1.38
2DR	—	12.15±2.33
3DR	—	11.89±2.36

^(a) Primera muestra

^(b) Segunda muestra

aprecia en la tabla 6 las edades en estas unidades tienen una desviación típica muy alta, existiendo mujeres jóvenes en la muestra que no pertenecen a la población diana. Como consecuencia de este aumento en las dosis, el riesgo radiológico, tanto de incidencia como de mortalidad es mayor en los equipos de mamografía DR del centro 2DR y del 3DR.

El mamógrafo DR del centro 1DR operando en modo STD (estándar) imparte dosis medias glandulares similares a la de los equipos analógicos y CR. El mamógrafo del centro 2DR imparte dosis mayores, en este caso debido a un rendimiento ligeramente superior, un espectro energético más duro y una tensión de trabajo algo inferior, con una carga del tubo superior a la media. Con relación al equipo del centro 3DR, las dosis medias glandulares son superiores. En este caso, a las razones comentadas anteriormente para el caso del centro 3DR, cabe añadir además un espesor mayor de mama.

En el caso de mamografía analógica y CR, la tabla 6.27 muestra como la dosis media glandular absorbida por el maniquí CIRS 11A es superior utilizando el cassette analógico con película que el cassette CR de Fuji. Como puede observarse, la carga del tubo es superior en el caso analógico (66 mAs) que en el digital (42 mAs), para un mismo nivel de exposición automática.

En lo que respecta a la evaluación de los nuevos equipos de mamografía digital, analizando los equipos CR de la tabla 6.28, podemos destacar que las dosis impartidas en el centro 1CR son menores que las obtenidas en 4CRb, las cuales son del mismo orden que las de los mamógrafos DR.

Si nos centramos en los equipos DR, el mamógrafo empleado en el centro 3DR duplica

6.5. Resultados y discusión

Tabla 6.27: Comparación ESAK (mGy) y dosis medias estimadas (mSv) con el CIRS 11A a 28 kV (DO media) con chasis de película y CR

Centro	Γ			ESAK	
		(mGy m ² /mAs)	mAs	(mGy)	mSv
1CR	Analógico	0.035	66	6.616	1.383
	CR	0.035	42	4.210	0.880

Tabla 6.28: Comparación ESAK (mGy) y dosis medias estimadas (mSv) con el CIRS 11A a 28 kV (DO media)

Centro	Γ		ESAK	
	(mGy m ² /mAs)	mAs	(mGy)	mSv
1CR	0.035	42	4.210	0.880
4CRb	0.057	52	9.620	1.698
1DR	0.036	57	5.518	1.153
2DR	0.040	58	8.916	1.343
3DR	0.053	68.8	11.888	2.488
4DR	0.059	58.1	9.511	1.988

aproximadamente los valores de dosis de los otros equipos DR analizados, siendo incluso superior que el mamógrafo del centro 4DR. Los otros dos equipos analizados, en el centro 1DR y en 2DR, muestran condiciones tanto de exposición como de dosis similares.

Ahora bien, si se comparan los resultados obtenidos con mamografía digital CR y DR, se observa que para una tensión de 28 kV y una densidad óptica media, los rendimientos de los equipos digitales directos (DR) del centro 2DR, de 3DR y del 4DR son mayores que los de los digitales indirectos (CR), y siempre con valores de carga superiores (mAs), lo que da lugar a dosis impartidas superiores.

Los resultados obtenidos son coherentes con las conclusiones extraídas del análisis de las muestras poblacionales. Las dosis medias estimadas para el maniquí son similares para los equipos analógicos, digital indirecto y digital directo, siendo el equipo del 3DR el que muestra dosis absorbidas más altas entre los equipos comparados.

Capítulo 7

Conclusiones y líneas abiertas

7.1. Conclusiones

El trabajo desarrollado en esta tesis se enmarca dentro del campo de investigación del riesgo radiológico y de la simulación con métodos de Monte Carlo en transporte de radiación. El principal objetivo de la tesis ha sido el desarrollo de una metodología aplicable en la estimación del riesgo radiológico asociado a los programas de cribado mamográfico, en especial el Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. Además, esta metodología se ha utilizado en la evaluación del impacto radiológico en la sustitución de los equipos de mamografía de película fotográfica por los equipos digitales, tanto CR como DR.

En esta tesis se ha utilizado el código de Monte Carlo MCNP5 (versión 1.3) en la estimación de las dosis medias glandulares y la respuesta de diferentes detectores a la radiación (PMX y CAE) en equipos de mamografía. Esta versión incorpora en los modelos de transporte el ensanchamiento Doppler de la energía del fotón dispersado durante el efecto Compton. Sin embargo, la subrutina DOPPLER.F90 incluye un *bug* que hace que en determinados problemas a bajas energías y con átomos de hidrógeno en el archivo de entrada pueda ocurrir un bucle infinito durante la simulación.

La solución propuesta por el autor de esta tesis a este bucle consistió en permitir la condición de interacción del fotón con electrones libres. Esta solución fue enviada a Los Alamos coincidiendo con la solución introducida en el código en futuras versiones.

De los resultados dosimétricos, se observa que el código MCNP5 produce resultados aceptables en la estimación del factor de conversión g entre kerma a la entrada de la mama y dosis media glandular, dentro del rango energético considerado. Se han realizado simulaciones con el código MCNP5 sustituyendo la mama estándar por un maniquí de 4.5 cm de polimetil-metacrilato para la obtención del factor p y comparar los diferentes equipos de mamografía analógica y convencional.

En el caso del riesgo radiológico, el detrimento radiológico medio, medido como el número total de cánceres de mama radioinducidos es inferior a $9 \cdot 10^{-5}$ mujeres-año para todas los estudios de incidencia y modelos e inferior a $6 \cdot 10^{-5}$, en el caso de cánceres mortales,

7.1. Conclusiones

en equipos de mamografía analógica, mientras que para el caso de mamografía digital, la incidencia es inferior a $1.3 \cdot 10^{-4}$ y la mortalidad a $8 \cdot 10^{-5}$ en mortalidad. Este detrimento se ha estimado a partir de unas dosis medias glandulares estimadas con los factores de conversión obtenidos con el código MCNP5.

Las diferencias entre los valores máximos obtenidos en mamografía analógica y en mamografía digital se encuentran en que los equipos digitales se emplean para tratamiento, y por lo tanto, en algunos casos se encuentran espesores menos comprimidos que en las poblaciones de cribado, ya que predomina la localización de tumores para la realización de biopsias. Además, las edades en estas unidades tienen una desviación típica muy alta, existiendo mujeres jóvenes en la muestra que no pertenecen a la población diana. Como consecuencia de este aumento en las dosis, el riesgo radiológico, tanto de incidencia como de mortalidad es mayor en los equipos de mamografía digital DR, siendo comparables los resultados de detrimento en mamografía CR.

Una mujer de 45 años de la Comunidad Valenciana tiene una probabilidad natural de desarrollar un cáncer de mama mortal de $9.2 \cdot 10^{-3}$ en el periodo de 45 a 69 años, mientras que el riesgo total asociado a las exposiciones del programa de cribado mamográfico se encuentra en el rango $[5 \cdot 10^{-6}, 6 \cdot 10^{-4}]$ aproximadamente. La hipótesis de cribado de la Comunidad Valenciana produce detrimentos radiológicos menores al resto de hipótesis de cribado consideradas.

En términos de riesgo radiológico, los procedimientos de cribado mamográfico en la Comunidad Valenciana son aceptables, aunque estos valores deberían compararse con las tasas de detección para encontrar el programa óptimo, en cuanto a riesgo y detección se refiere. En todos los casos y modelos, la tasa de inducción es muy baja, comparada con la tasa de detección del programa durante 2001-2003, que es aproximadamente $3 \cdot 10^{-3}$ por mujer expuesta, obteniéndose que el cribado es aceptable en términos de riesgo radiológico. Sin embargo, serían necesarias las tasas de detección de cada hipótesis asociadas a otros periodos de cribado, para realizar un análisis más exhaustivo.

Las funciones de riesgo de cánceres radio-inducidos están sujetas a un gran número de incertidumbres, como por ejemplo, el modelo de transporte de riesgo, la DDREF, el periodo de latencia L , la letalidad f o el vector de covariables \vec{z}_{fbc} utilizado para ajustar los riesgos relativos de los estudios epidemiológicos. A pesar de todas estas incertidumbres, el riesgo radiológico medio y la probabilidad de cáncer de mama radioinducido son buenos indicadores cualitativos de un programa de cribado mamográfico, pudiendo ser utilizados en la comparación entre equipos de mamografía o entre instantes de tiempo diferentes del mismo programa.

Además, se han comparado las condiciones radiológicas de la utilización de los nuevos equipos de mamografía digital. Los resultados obtenidos son coherentes con las conclusiones

extraídas del análisis de las muestras poblacionales para estos equipos.

En el caso de mamografía analógica y CR, la dosis media glandular absorbida por el maniquí CIRS 11A es superior utilizando el cassette analógico con película que el cassette CR de Fuji. En lo que respecta a la evaluación de los nuevos equipos de mamografía digital, analizando los equipos CR, podemos destacar que las dosis impartidas en el centro 1CR son menores que las obtenidas en 4CRb, las cuales son del mismo orden que las de los mamógrafos DR.

Si nos centramos en los equipos DR, el mamógrafo empleado en el centro 3DR duplica aproximadamente los valores de dosis de los otros equipos DR analizados, siendo incluso superior que el mamógrafo del centro 4DR. Los otros dos equipos analizados, en el centro 1DR y en 2DR, muestran condiciones tanto de exposición como de dosis similares.

Ahora bien, si se comparan los resultados obtenidos con mamografía digital CR y DR, se observa que para una tensión de 28 kV y una densidad óptica media, los rendimientos de los equipos digitales directos (DR) del centro 2DR, de 3DR y del 4DR son mayores que los de los digitales indirectos (CR), y siempre con valores de carga superiores (mAs), lo que da lugar a dosis impartidas superiores.

Las dosis medias estimadas para el maniquí son similares para los equipos analógicos, digital indirecto y digital directo, siendo el equipo del 3DR el que muestra dosis absorbidas más altas entre los equipos comparados. El análisis se ha aplicado a un número determinado de centros que han implantado los equipos de mamografía digital. Aunque las condiciones dosis media glandular y de riesgo radiológico son muy similares entre todos los equipos, el estudio se completaría con la evaluación de la calidad de imagen, o bien con métodos subjetivos, como puede ser la evaluación de casos clínicos por radiólogos especializados en mamografía, o por métodos objetivos, como los maniqués de contraste-detalle.

7.2. Líneas abiertas

La continuación de este trabajo se centra en la evaluación de nuevos equipos de radiología o mamografía digital, aplicando maniqués de composición variable o de contraste-detalle en los controles de calidad. A continuación se comentan brevemente estas posibles líneas abiertas:

- Estimación de la dosis media glandular con otros códigos de Monte Carlo.
- Simulación con métodos de Monte Carlo de parámetros asociados a la calidad de imagen
- Aplicación de la metodología desarrollada en la estimación del riesgo asociado a personal profesionalmente expuesto a radiaciones ionizantes

Apéndice A

Descripción de una entrada en MCNP5

A.1. Entrada principal

La entrada principal de MCNP contiene la información necesaria que describe el problema y los parámetros necesarios para realizar la simulación. El archivo de entrada se estructura en bloques, que incluyen las celdas que definen la geometría del problema, las superficies que definen las celdas y la descripción de los parámetros físicos y de la simulación, junto con el bloque de materiales.

Los materiales del modelo básico de mamógrafo se han introducido en el fichero de entrada de MCNP5 con las tarjetas de material (m). En esta tarjeta se introducen los elementos de la forma $ZZZ*1000+AAA$, donde ZZZ es el número atómico del elemento y AAA su masa atómica, seguido de su porcentaje en peso con un signo negativo. En el caso de la librería MCPLIB04, $AAA=000$ para todos los elementos.

c Material cards

m1 6000 -0.000124 7000 -0.755268 8000 -0.231781 18000 -0.012827

m2 1000 -0.081 6000 -0.599 8000 -0.320

m3 1000 -0.042 6000 -0.793 7000 -0.012 8000 -0.145 16000 -0.008

La fuente de emisión se ha definido con tres pares de tarjetas SI/SP. El primer par define la energía y la probabilidad de emisión (SI1/SP1), mientras que el segundo y el tercer par definen la superficie de emisión en X (SI2/SP2) y en Y (SI3/SP3). Para indicar que cada valor de la tarjeta SI1 está asociado con un único valor de probabilidad de la tarjeta SP1 se utilizan las letras l y d . De esta forma, la fuente únicamente emite partículas con energías definidas en los valores discretos incluidos en la tarjeta SI1.

Capítulo A. Descripción de una entrada en MCNP5

En el caso de una fuente de rayos X emitiendo a 28 kV, el par de tarjetas SII/SP1 está definido como:

SII 1	0.0005	0.001	0.0015	0.002
	0.0025	0.003	0.0035	0.004
	0.0045	0.005	0.0055	0.006
	0.0065	0.007	0.0075	0.008
	0.0085	0.009	0.0095	0.010
	0.0105	0.011	0.0115	0.012
	0.0125	0.013	0.0135	0.014
	0.0145	0.015	0.0155	0.016
	0.0165	0.017	0.0175	0.018
	0.0185	0.019	0.0195	0.020
	0.0205	0.021	0.0215	0.022
	0.0225	0.023	0.0235	0.024
	0.0245	0.025	0.0255	0.026
	0.0265	0.027	0.0275	0.028
SP1 d	0.0000000e+000	0.0000000e+000	0.0000000e+000	0.0000000e+000
	0.0000000e+000	0.0000000e+000	4.0836087e-021	1.8591166e-015
	8.7045343e-012	2.6570322e-009	1.5447862e-007	2.8746456e-006
	2.5173298e-005	1.2922472e-004	4.4328647e-004	1.1256790e-003
	2.4662847e-003	4.4328647e-003	7.1194493e-003	1.0504546e-002
	1.4158301e-002	1.8080715e-002	2.1922531e-002	2.5522554e-002
	2.8746456e-002	3.1701699e-002	3.4119625e-002	3.6000234e-002
	3.7612185e-002	3.8686819e-002	3.9492794e-002	3.9761453e-002
	3.9761453e-002	3.9492794e-002	2.9283773e-001	3.7880844e-002
	3.6806210e-002	3.5731576e-002	7.9522906e-002	3.5462917e-003
	3.2776333e-003	3.2239016e-003	3.2239016e-003	3.2507674e-003
	3.3044991e-003	3.3582308e-003	3.3582308e-003	3.3313650e-003
	3.2507674e-003	3.0895724e-003	2.8477797e-003	2.4985237e-003
	2.0418043e-003	1.4615021e-003	7.8448272e-004	6.2328764e-005

A.2. Escenario 1

La superficie de emisión, definida por las coordenadas x_1 , x_2 , y_1 e y_2 , se ha introducido con los pares de tarjetas SI2/SP2 y SI3/SP3:

```
SI2  0  18
SP2  0   1
SI3 -12 12
SP3  0   1
```

La posición de la fuente y la dirección de emisión se han introducido a través de una tarjeta RDUM:

```
c RDUM (1)= $x_0$  (2)= $y_0$  (3)= $z_0$  (4)= $u_0$  (5)= $v_0$  (6)= $w_0$ 
RDUM  0.001    0    60    0    0    -1
```

El número de historias simuladas se ha introducido en el código con la tarjeta NPS:

```
c NPS: History cutoff card
NPS 10000000
```

A.2. Escenario 1

La estimación del kerma en aire en la superficie de entrada se ha estimado a través de los registros o tallies F2+FM, F4+FM/F6 y F5+FM, que en la entrada se definen como:

- Tally F2+FM: Se ha introducido una tarjeta FM para obtener el kerma depositado en la superficie debajo del soporte compresor (número de superficie 10 en la entrada):

```
c Air Kerma
f12:p 10
fu12 1
c [ $\rho_a/\rho$ ]air [Material] [Index  $\sigma_t$ ] [Index  $H$ ]
fm12 0.0416831 1 -5 -6
```

Si el usuario ha introducido una tarjeta FU junto con la tarjeta de la tally F2, en el momento en que una partícula incide en la superficie de control, el código llama a la subrutina TALLYX. En esta subrutina se comprueba si la partícula ha incidido en el interior de la ventana.

El área del detector, de 4 cm^2 , se ha introducido como:

```
AREA 4 12r
```

La dimensión de la ventana se ha introducido a través de una tarjeta IDUM, comentada anteriormente:

```
c IDUM (1)=x'_1 (2)=x'_2 (3)=y'_1 (4)=y'_2
IDUM 0 2 -1 1
```

Se ha aplicado la tarjeta FCL:

```
fcl:p 0 1 0 0 0
```

- Tallies F4+FM/F6: En el caso de la tally F4, se ha modificado como en el caso anterior con una tarjeta FM para obtener el kerma depositado en el modelo de detector PMX (número de celda 50).

```
c Air Kerma
f14:p 50
c [ $\rho_a/\rho_{air}$ ] [Material] [Index  $\sigma_i$ ] [Index  $H$ ]
fm14 0.0416831 1 -5 -6
```

En el caso de la tally F6 se ha introducido como:

```
c Air Kerma
f16:p 50
```

El volumen del detector se ha introducido a través de la tarjeta VOL:

```
VOL 1 4r
```

Se ha aplicado además la tarjeta FCL:

```
fcl:p 0 1 0 0 0
```

- Tally F5+FM: Se ha modificado con una tarjeta FM, como en los casos anteriores, para obtener el kerma depositado en el punto en función de b , la distancia del soporte de mama al detector. En el caso en que $b=4.5$ cm:

```
c Air Kerma
c x y z
f15:p 0.5 0  $b - b_0/2$ 
c [ $\rho_a/\rho_{air}$ ] [Material] [Index  $\sigma_i$ ] [Index  $H$ ]
fm15 0.0416831 1 -5 -6
pd15 1 1 0 0 0
```

Se ha aplicado además la tarjeta IMP, donde se han anulado las partículas que entran en la celda 66, saliendo del modelo:

```
imp:p 1 1 1 1 0
```

A.3. Escenario 2

La dosis media glandular se ha estimado a través de una tally *F4+DE/DF, con una entrada como:

```
fc14 Dose
*f14:p 31
```

donde la celda que simula la región central de la mama es la 31, con unos materiales definidos como:

```
m30 1000 -0.112 6000 -0.6195 7000 -0.017 8000 -0.2515 $ Adiposo
m32 1000 -0.102 6000 -0.184 7000 -0.032 8000 -0.677 $ Glandular
```

En función de la glandularidad, el material 31 será:

c 1% Glandular

```
m31 1000 -0.1119 6000 -0.6147 7000 -0.0172 8000 -0.2553
```

c 25% Glandular

```
m31 1000 -0.1095 6000 -0.5103 7000 -0.0208 8000 -0.3575
```

c 50% Glandular

```
m31 1000 -0.1070 6000 -0.4015 7000 -0.0245 8000 -0.4640
```

c 75% Glandular

```
m31 1000 -0.1045 6000 -0.2928 7000 -0.0283 8000 -0.5705
```

c 99% Glandular

```
m31 1000 -0.1021 6000 -0.1883 7000 -0.0319 8000 -0.6727
```

Capítulo A. Descripción de una entrada en MCNP5

La función de respuesta DE/DF del tejido glandular (μ_{en}/ρ) ha sido:

DE0 LOG	0.100E-002	0.150E-002	0.200E-002	0.250E-002	0.300E-002	0.350E-002
	0.400E-002	0.450E-002	0.500E-002	0.550E-002	0.600E-002	0.650E-002
	0.700E-002	0.750E-002	0.800E-002	0.850E-002	0.900E-002	0.950E-002
	0.100E-001	0.105E-001	0.110E-001	0.115E-001	0.120E-001	0.125E-001
	0.130E-001	0.135E-001	0.140E-001	0.145E-001	0.150E-001	0.155E-001
	0.160E-001	0.165E-001	0.170E-001	0.175E-001	0.180E-001	0.185E-001
	0.190E-001	0.195E-001	0.200E-001	0.205E-001	0.210E-001	0.215E-001
	0.220E-001	0.225E-001	0.230E-001	0.235E-001	0.240E-001	0.245E-001
	0.250E-001	0.255E-001	0.260E-001	0.265E-001	0.270E-001	0.275E-001
	0.280E-001	0.285E-001	0.290E-001	0.295E-001	0.300E-001	0.305E-001
	0.310E-001	0.315E-001	0.320E-001	0.325E-001	0.330E-001	0.335E-001
	0.340E-001	0.345E-001	0.350E-001	0.355E-001	0.360E-001	0.365E-001
	0.370E-001	0.375E-001	0.380E-001	0.385E-001	0.390E-001	0.395E-001
	0.400E-001	0.405E-001	0.410E-001	0.415E-001	0.420E-001	0.425E-001
	0.430E-001	0.435E-001	0.440E-001	0.445E-001	0.450E-001	0.455E-001
	0.460E-001	0.465E-001	0.470E-001	0.475E-001	0.480E-001	0.480E-001
	0.485E-001	0.490E-001				
DF0 LOG	0.381E+004	0.122E+004	0.542E+003	0.286E+003	0.168E+003	0.107E+003
	0.716E+002	0.503E+002	0.365E+002	0.273E+002	0.209E+002	0.164E+002
	0.130E+002	0.105E+002	0.861E+001	0.713E+001	0.596E+001	0.503E+001
	0.429E+001	0.368E+001	0.318E+001	0.276E+001	0.241E+001	0.212E+001
	0.187E+001	0.166E+001	0.148E+001	0.132E+001	0.119E+001	0.107E+001
	0.967E+000	0.877E+000	0.798E+000	0.727E+000	0.665E+000	0.609E+000
	0.560E+000	0.516E+000	0.476E+000	0.440E+000	0.407E+000	0.378E+000
	0.352E+000	0.328E+000	0.306E+000	0.286E+000	0.268E+000	0.251E+000
	0.236E+000	0.222E+000	0.209E+000	0.197E+000	0.186E+000	0.176E+000
	0.166E+000	0.158E+000	0.150E+000	0.142E+000	0.135E+000	0.129E+000
	0.123E+000	0.117E+000	0.112E+000	0.107E+000	0.103E+000	0.983E-001
	0.943E-001	0.905E-001	0.870E-001	0.837E-001	0.806E-001	0.777E-001
	0.749E-001	0.723E-001	0.699E-001	0.676E-001	0.654E-001	0.634E-001
	0.614E-001	0.596E-001	0.579E-001	0.562E-001	0.547E-001	0.532E-001
	0.518E-001	0.505E-001	0.492E-001	0.480E-001	0.469E-001	0.458E-001
	0.448E-001	0.439E-001	0.429E-001	0.421E-001	0.412E-001	0.404E-001
	0.397E-001	0.390E-001				

A.4. Escenario 3

El sistema detector de imagen se ha modelado con un material diferente, según sea una película, un detector CR o DR:

```
c Analogic
m4 1000 -0.0141 6000 -0.0722 7000 -0.0193 8000 -0.0661 16000 -0.0018 &
35000 -0.3491 47000 -0.4741 53000 -0.0033
```

```
c CR (BaSrFBr)
m4 9000 -0.0586 35000 -0.2469 38000 -0.2704 56000 -0.4239
```

```
c CR (BaFBr-0.85-I-0.15)
m4 9000 -0.0780 35000 -0.2791 53000 -0.0780 56000 -0.5645
```

```
c DR (aSe)
m4 34000 -1
```

```
c DR (CsI-aSi)
m4 14000 -1
m5 53000 -0.4885 55000 -0.5115
```

La respuesta del detector del control automático de exposición (CAE) se ha estimado como kerma en aire en la superficie de entrada, a través de los registros o tallies F2+FM, F4+FM/F6 y F5+FM.

- Tally F2+FM: La entrada de esta tally será:

```
fc12 Response
f12:p 3
fu12 1
fm12 0.0416831 1 -5 -6
```

El radio del detector y las coordenadas del detector se han introducido a través de una tarjeta IDUM:

```
c IDUM (1)= $r_{CAE}$  (2)= $x_{CAE}$  (3)= $y_{CAE}$ 
IDUM 1 2 0
```

La subrutina TALLYX se ha introducido como:

```
! Subrutine TALLYX.F90: AEC detector
```

```
if (XXX<=IDUM(2).OR.(XXX>=IDUM(2)).AND.
IDUM(1)>=SQRT((XXX-IDUM(2))**2+(YYY-IDUM(3))**2) then
c Particle impinges outside the detector (control variable IB)
```

```
IB=-1
else
c Tally bin
IBU=1
end if
```

- Tally F4+FM: La entrada de esta tally será:

```
fc14 Response
f14:p 5
fm14 0.0416831 1 -5 -6
```

- Tally F5+FM: La entrada de esta tally será:

```
fc15 Response
f15:p 0.5 0 -0.901 0.049
fm15 0.0416831 1 -5 -6
```

Apéndice B

Subrutinas en MCNP5

B.1. Subrutina SOURCE.F90

```
!+ $ Id: source.F90,v 1.4 2002/12/03 19:32:28 ljcox Exp $
! Copyright LANL/UC/DOE - see file COPYRIGHT_INFO

subroutine source
! dummy subroutine. aborts job if source subroutine is missing.
! if nsr=0, subroutine source must be furnished by the user.
! at entrance, a random set of uuu,vvv,www has been defined. the
! following variables must be defined within the subroutine:
! xxx,yyy,zzz,icl,jsu,erg,wgt,tme and possibly ipt,uuu,vvv,www.
! subroutine srcdx may also be needed.
use mcnp_global
use mcnp_debug

implicit real(dknd) (a-h,o-z)

! Particle weight
wgt=1.0
! Particle energy (distributin 1) sampled here
call smpsrc(erg,1,ib,fi)
! Particle position
xxx=rdum(1)
yyy=rdum(2)
zzz=rdum(3)
! Direction vector
uold(1)=rdum(4)
uold(2)=rdum(5)
uold(3)=rdum(6)
! xsource and ysource sampled here
call smpsrc(xsource,2,ib,fi)
call smpsrc(ysource,3,ib,fi)
! Polar angle calculated here
```

```

c=rdum(3)/sqrt((xsource-rdum(1))**2+(ysource-rdum(2))**2+rdum(3)**2)
! Azimuthal angle calculated here
th=atan((ysource-rdum(2))/(xsource-rdum(1)))
! Particle direction sampled here
uuu=(sqrt(1-c*c))*cos(th)
vvv=(sqrt(1-c*c))*sin(th)
www=c*uold(3)

jsu=0
icl=1

! Particle time
tme=0.

!
! call expirx(0,'source','you need a source subroutine.')
return
end subroutine source

```

B.2. Subrutina SRCDX.F90

```

!+ $Id: srcdx.F90,v 1.4 2002/12/03 19:32:53 ljcox Exp $
! Copyright LANL/UC/DOE - see file COPYRIGHT_INFO

subroutine srcdx
! dummy subroutine.
use mcnp_global
use mcnp_debug

implicit real(dknd) (a-h,o-z)

PSC=0.

x1=spf(ksd(lksd+13,2)+1,1)
x2=spf(ksd(lksd+13,2)+1,2)
y1=spf(ksd(lksd+13,3)+1,1)
y2=spf(ksd(lksd+13,3)+1,2)

omega= (atan(x1*y1/(rdum(3)*sqrt(rdum(3)**2+x1**2+y1**2)))&
&+atan(x2*y2/(rdum(3)*sqrt(rdum(3)**2+x2**2+y2**2)))&
&-atan(x1*y2/(rdum(3)*sqrt(rdum(3)**2+x1**2+y2**2)))&

```

```
&-atan(x2*y1/(rdum(3)*sqrt(rdum(3)**2+x2**2+y1**2))))  
  
PSC=2*PIE/omega  
  
!  
return  
end subroutine srcdx
```

B.3. Subrutina TALLYX.F90

B.3.1. Detector PMX

```
!+ $Id: tallyx.F90,v 1.4 2002/12/03 19:34:18 ljcox Exp $  
! Copyright LANL/UC/DOE - see file COPYRIGHT_INFO  
subroutine tallyx(t,ib)  
! dummy for user-supplied tallyx subroutine.  
! t is the input and output tally score value.  
! ib controls scoring. see the user's manual.  
use mcnp_global  
use mcnp_debug  
  
implicit real(dknd) (a-h,o-z)  
  
! The if-then condition defines the detector dimensions  
  
! Particle impinges outside the window (control variable IB)  
if (xxx.lt.idum(1).or.xxx.gt.idum(2)&  
&.or.yyy.lt.idum(3).or.yyy.gt.idum(4)) then  
ib=-1  
else  
ibu=1  
endif  
  
!  
! print a warning the first time this dummy tallyx is called.  
if(jtlx == 0)call errprn(1,jtlx,0,zero,zero,' ',' ',&  
&'a tallyx subroutine is ordinarily needed with fu cards.')
```

B.3.2. Rejilla

```

!+ $Id: tallyx.F90,v 1.4 2002/12/03 19:34:18 ljcox Exp $
! Copyright LANL/UC/DOE - see file COPYRIGHT_INFO

subroutine tallyx(t,ib)
! dummy for user-supplied tallyx subroutine.
! t is the input and output tally score value.
! ib controls scoring. see the user's manual.
use mcnp_global
use mcnp_debug

implicit real(dknd) (a-h,o-z)

integer,parameter :: nE1 = 514 != Energy group wolframio (Z=74)
integer,parameter :: nE2 = 443 != Energy group carbon fiber

real, parameter :: E1(nE1) = (/ &
& 0.1000000E-02, 0.1011579E-02, 0.1035142E-02, 0.1047129E-02, &
(...)
& 0.4570882E-01, 0.4677352E-01, 0.4731514E-01, 0.4841726E-01, &
& 0.4897786E-01, 0.5011870E-01 /)

real, parameter :: murho1(nE1) = (/ &
& 0.3702772E+04, 0.3622273E+04, 0.3466245E+04, 0.3390278E+04, &
(...)
& 0.6929533E+01, 0.6510038E+01, 0.6310127E+01, 0.5926637E+01, &
& 0.5743857E+01, 0.5395617E+01 /)

real, parameter :: E2(nE2) = (/ &
& 0.1000000E-02, 0.1011579E-02, 0.1019618E-02, 0.1023293E-02, &
(...)
& 0.4786303E-01, 0.4841726E-01, 0.4864132E-01, 0.4883710E-01, &
& 0.4897786E-01, 0.4958247E-01, 0.5011901E-01 /)

real, parameter :: murho2(nE2) = (/ &
& 0.2497700E+04, 0.2420672E+04, 0.2369091E+04, 0.2346011E+04, &
(...)
& 0.1901230E+00, 0.1893100E+00, 0.1889912E+00, 0.1887171E+00, &
& 0.1885225E+00, 0.1877102E+00, 0.1870198E+00 /)

! Antiscatter grid definition

```

```
h=0.01
d1=0.0015
d2=0.0020
C=d1+d2

! Modelling interaction

rho1=19.3
rho2=1.273

!! Material 1

g1=0
do i=1,nE1
if (E1(i).lt.ERG) then
g1=g1+1
else
exit
endif
end do

if (g1.eq.0) then
mugrid1=murho1(1)
else if (g1.ge.nE1) then
mugrid1=murho1(nE1)
else
mugrid1=murho1(g1)+(murho1(g1+1)-murho1(g1))*(ERG-E1(g1))/(E1(g1+1)-E1(g1))
endif

!! Material 2

g2=0
do i=1,nE2
if (E2(i).lt.ERG) then
g2=g2+1
else
exit
endif
end do

if (g2.eq.0) then
mugrid2=murho2(1)
```

```
else if (g2.ge.nE2) then
mugrid2=murho2(nE2)
else
mugrid2=murho2(g2)+(murho2(g2+1)-murho2(g2))*(ERG-E2(g2))/(E2(g2+1)-E2(g2))
endif

Deltamu=mugrid1*rho1-mugrid2*rho2

! A coefficient

beta=abs(VVV)/Deltamu
P=h*abs(VVV)/abs(WWW)
ngrid=int(P/C)
A=exp(-mugrid2*rho2*h/abs(WWW)-n*d1/beta)

! B coefficient

q=P-ngrid*C
if (q.lt.d2) then
B=(abs(q-d2)+2*beta)+(abs(d1-q)-2*beta)*exp(-(d1+q-abs(d1-q))/2/beta)
else
B=(abs(q-d2)+2*beta)*exp(-(q-d2)/beta)*(q-d2)+(abs(d1-q)-2*beta)
*exp(-(d1+q-abs(d1-q))/2/beta)
endif

! print a warning the first time this dummy tallyx is called.
if(jtlx == 0)call errprn(1,jtlx,0,zero,zero,' ',' ',&
& 'a tallyx subroutine is ordinarily needed with fu cards.')
return
end subroutine tallyx
```

Apéndice C

Publicaciones internacionales y nacionales del autor

C.1. Publicaciones relacionadas con la tesis

C.1.1. Revistas

M Ramos, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Use of risk projection models to estimate mortality and incidence from radiation-induced breast cancer in screening programs

REVISTA: Physics in Medicine and Biology 50: 505-520 (2005)

M Ramos, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Application of the UNSCEAR 2000 Report in the Valencian Breast Cancer Screening Programme (VBCSP)

LIBRO: Recent Advances in Multidisciplinary Applied Physics ISBN 0-08-044648-5 671-675 (2005)

S Ferrer, M Ramos, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Modelling of the mammographic exposure conditions for radiological detriment study in the Valencian Breast Cancer Screening Programme

REVISTA: Radiation Protection Dosimetry 116: 396-400 (2005)

M Ramos, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Evaluación del detrimento radiológico en el programa de prevención del cáncer de mama de la Comunidad Valenciana

REVISTA: Física médica 6(1):5-13 (2005)

C.1.2. Congresos internacionales

M Ramos, AM Sánchez, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Estimation of radiological detriment in a breast cancer screening programme

CONGRESO: EBCN 2002

PUBLICACIÓN: EBCN 2002 EDITORIAL: EBCN

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Wiesbaden, Germany
AÑO: 2002

M Ramos, AM Sánchez, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Calculation of the average radiological detriment of two samples from a breast cancer screening programme
CONGRESO: IRPA 2002 'Towards harmonisation of radiation protection in Europe'
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Florencia, Italia
AÑO: 2002

M Ramos, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Analysis of technical-physic parameters and excess risk in the Valencian Breast Cancer Screening Programme
CONGRESO: EBCN 2003
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Stockholm, Sweden
AÑO: 2003

S Ferrer, M Ramos, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Analysis of technical-physic parameters and excess risk in the Galician Breast Cancer Screening Programme
CONGRESO: EBCN 2003
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Stockholm, Sweden
AÑO: 2003

M Ramos, S. Ferrer, M. Pombar, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Estimation of the Radiological Detriment in the Galician Breast Cancer Screening Programme (GBCSP)
CONGRESO: WC2003
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Sydney, Australia
AÑO: 2003

M Ramos, S. Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Application of the UNSCEAR 2000 Report in the Valencian Breast Cancer Screening Programme (VBCSP)
CONGRESO: APHYS 2003
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Badajoz, Spain
AÑO: 2003

M Ramos, S. Ferrer, G. Verdú, JI Villaescusa, JM Campayo
TÍTULO: Monte Carlo simulation of a mammographic phantom during quality control test
CONGRESO: ICRS 10 - RPS 2004
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Madeira, Portugal

C.1. Publicaciones relacionadas con la tesis

AÑO: 2004

M Ramos, S. Ferrer, G. Verdú, JI Villaescusa, JM Campayo
TÍTULO: Digitalization of a mammographic phantom view with a Monte Carlo simulation
CONGRESO: IRPA 2004
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Madrid, España
AÑO: 2004

S. Ferrer, M. Ramos, G. Verdú, JI Villaescusa, JM Campayo
TÍTULO: Evolution of the excess absolute risk (EAR) in the Valencian Breast Cancer Screening Programme
CONGRESO: IRPA 2004
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Madrid, España
AÑO: 2004

M Ramos, S. Ferrer, G. Verdú, JI Villaescusa, JM Campayo
TÍTULO: Monte Carlo image reconstruction of a mammographic phantom
CONGRESO: IEEE - EMBC
LUGAR DE CELEBRACIÓN: San Francisco, EEUU
AÑO: 2004

M Ramos, S. Ferrer, G. Verdú, JI Villaescusa, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Assessment of radiological detriment versus image quality and technical-physics aspects in breast screening programme (P01)
CONGRESO: EBCN 2004
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Budapest, Hungary
AÑO: 2004

M Ramos, S. Ferrer, E. Padovani, G. Verdú, JM Campayo
TÍTULO: A mammographic phantom image reconstruction through Monte Carlo techniques
CONGRESO: IEEE - MIC
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Roma, Italia
AÑO: 2004

S. Ferrer, M. Ramos, G. Verdú, JI Villaescusa, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: SCREENRISK: A Software For Detriment Calculation In Breast Cancer Screening Programs
CONGRESO: CIBEC - IEEE
LUGAR DE CELEBRACIÓN: El Cairo, Egipto
AÑO: 2004

M. Ramos, S. Ferrer, G. Verdú

TÍTULO: Accelerating Monte Carlo image reconstruction of a PMMA phantom through variance reduction techniques for quality control in digital mammography
CONGRESO: IEEE - EMBC
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Shangai, China
AÑO: 2005

M. Ramos, S. Ferrer, G. Verdú
TÍTULO: Pulse and energy pulse height tally comparison in breast dosimetry with Monte Carlo radiation transport codes: MCNP5 and PENEASY(2005)
CONGRESO: IEEE - EMBC
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Shangai, China
AÑO: 2005

S. Ferrer, M. Ramos, G. Verdú
TÍTULO: Energy height pulse comparison in digital mammography with MCNP and PENELOPE
CONGRESO: INAC 2005 Conference
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Santos, Brasil
AÑO: 2005

M. Ramos, S. Ferrer, G. Verdú
TÍTULO: Forced collision and implicit capture (VR) techniques for MC image reconstruction in indirect digital mammography with photostimulable phosphor imaging plate (PSP IP)
CONGRESO: ICMP2005
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Nuremberg, Alemania
AÑO: 2005

S. Ferrer, M. Ramos, JI Villaescusa, G. Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Continuous Radiological Risk Follow-up in Breast Cancer Screening Under SCREEN-RISK Software
CONGRESO: ICMP2005
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Nuremberg, Alemania
AÑO: 2005

C.1.3. Congresos nacionales

M Ramos, AM Sánchez, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Comparación del detrimento radiológico medio de dos muestras poblacionales de un programa de cribado mamográfico
CONGRESO: XXVIII Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Salamanca, España

C.1. Publicaciones relacionadas con la tesis

AÑO: 2002

M Ramos, S Ferrer, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Comparación de diferentes metodologías en el cálculo de la dosis glandular en la mama de una mujer

CONGRESO: XXVIII Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Salamanca, España

AÑO: 2002

M. Ramos, S. Ferrer, JI Villaescusa, G. Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Comparación del detrimento radiológico medio por grupo de edad en tres muestras poblacionales del programa de cribado mamográfico de la Comunidad Valenciana

CONGRESO: XIV Congreso Nacional de Física Médica

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Vigo, España

AÑO: 2003

S. Ferrer, M. Ramos, M. Pombar, JI Villaescusa, G. Verdú, T. Cerdá

TÍTULO: Estimación de la tasa media de inducción de cáncer de mama en una muestra poblacional del programa gallego de cribado mamográfico

CONGRESO: XIV Congreso Nacional de Física Médica

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Vigo, España

AÑO: 2003

S Ferrer, M Ramos, JI Villaescusa, G Verdú, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Modelado de las condiciones de exposición mamográfica para estudio del detrimento radiológico en dos programas de cribado

CONGRESO: XXIX Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Zaragoza, España

AÑO: 2003

M Ramos, S. Ferrer, G. Verdú, JI Villaescusa, JM Campayo

TÍTULO: Simulación de la imagen de un fantoma mamográfico por Monte Carlo

CONGRESO: XXX Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Alicante, España

AÑO: 2004

S. Ferrer, M. Ramos, G. Verdú, JI Villaescusa, MD Salas, MD Cuevas

TÍTULO: Riesgo radiológico en los programas de cribado mamográfico

CONGRESO: XXX Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Alicante, España

AÑO: 2004

M. Ramos, S. Ferrer, A. Pascual, P. Mayo, G. Verdú

TÍTULO: Modelado con Monte Carlo del Imaging Plate de Fuji en mamografía digital
CONGRESO: XV Congreso Nacional de Física Médica
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Pamplona, España
AÑO: 2005

S. Ferrer, M. Ramos, JI Villaescusa, G. Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: SCREENRISK: Aplicación para la evaluación del riesgo radiológico en cribado mamográfico
CONGRESO: XV Congreso Nacional de Física Médica
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Pamplona, España
AÑO: 2005

S. Ferrer, M. Ramos, I. Vizcaíno, G. Verdú, JI Villaescusa, MD Salas
TÍTULO: Comparación dosimétrica en mamografía analógica y digital
CONGRESO: X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR)
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Huelva, España
AÑO: 2005

S. Ferrer, M. Ramos, I. Vizcaíno, G. Verdú, JI Villaescusa, MD Salas
TÍTULO: Aplicación del software SCREENRISK para el cálculo de detrimento radiológico en unidades de mamografía digital
CONGRESO: X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR)
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Huelva, España
AÑO: 2005

M. Ramos, S. Ferrer, I. Vizcaíno G. Verdú
TÍTULO: Aplicación de la reconstrucción de la imagen de un maniquí mamográfico por Monte Carlo en control de calidad en mamografía digital
CONGRESO: X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR)
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Huelva, España
AÑO: 2005

M. Ramos, S. Ferrer, I. Vizcaíno G. Verdú
TÍTULO: Optimización de la eficiencia en la reconstrucción de una imagen de un fantoma mamográfico por Monte Carlo a través de técnicas de reducción de varianza
CONGRESO: XXXI Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Logroño, España
AÑO: 2005

C.2. Otras publicaciones

S. Ferrer, M. Ramos, JI Villaescusa, I. Vizcaíno, G. Verdú, MD Salas, MD Cuevas
TÍTULO: Dosimetría en mamografía digital y analógica
CONGRESO: XXXI Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Logroño, España
AÑO: 2005

C.2. Otras publicaciones

R Miró, M. Ramos, G Verdú
TÍTULO: A Burnup Credit Methodology for PWR Spent Fuel Storage Pools
CONGRESO: ICAPP'03
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Córdoba, España
AÑO: 2003

M Ramos, R Miró, G Verdú
TÍTULO: Validación del sistema de códigos SCALE-4.4a para análisis de criticidad de combustibles mixtos U-Pu (MOX)
CONGRESO: XXVIII Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Salamanca, España
AÑO: 2002

M Ramos, R Miró, G Verdú
TÍTULO: Metodología de crédito al quemado en análisis de criticidad de piscinas de elementos combustibles (PWR) con SCALE-4.4a
CONGRESO: XXIX Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española
LUGAR DE CELEBRACIÓN: Zaragoza, España
AÑO: 2003

Referencias

- [Agostinelli et al. 2003] Agostinelli S et al. (GEANT 4 Collaboration) 2003 *GEANT4 - A Simulation Toolkit. Nucl Instrum Meth A* **506** 250-303
- [Ardanaz et al. 2001] Ardanaz E, Moreno C, Prez de Rada ME, Ezponda C, Agorreta A, Floristan Y, Navaridas N and Alejo A 2001 *Incidence and mortality of cancer in Navarra 1993-1997. Tendencies in the last 25 years. An. Sis. San. Navarra* **24** 339-362
- [Attix 1984] Attix FH 1984 *Energy-absorption coefficients for γ -rays in compounds or mixtures. Phys Med Biol* **29** 869-871
- [Baró et al. 1994] Baró J, Sempau J, Fernández-Varea JM and Salvat F 1994 *PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl Instrum Meth* **84** 465-483
- [Berger 1992] Berger MJ 1992 *ESTAR, PSTAR and ASTAR: computer programs for calculating stopping-power and range tables for electrons, protons and helium ions* Report NISTIR 4999 (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD)
- [Boice et al. 1991] Boice JD Jr, Preston DL, Davis FG and Monson RR 1991 *Frequent chest X-ray fluoroscopy and breast cancer incidence among tuberculosis patients in Massachusetts. Radiat. Res.* **125** 214-222
- [Briesmeister 2000] Briesmeister JF 2000 *MCNPTM - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - v.4c. LA-13709-M (Manual)* Los Alamos National Laboratory
- [Carter and Cashwell 1975] Carter LL and Cashwell ED 1975 *Particle-Transport Simulation with the Monte Carlo Method. Los Alamos Scientific Laboratory* Los Alamos, NM TID-26607
- [Cullen et al. 1997] Cullen DE, Hubbell JH and Kissel LD 1997 *EPDL97: The Evaluated Photon Data Library, '97 version* UCRL-50400, vol. 6, rev. 5, Lawrence Livermore National Laboratory <http://www-nds.iaea.org/epdl97>
- [Dance 1980] Dance DR 1980 *The Monte Carlo calculation of integral radiation dose in xeromammography. Phys. Med. Biol.* **25** 25-37

REFERENCIAS

- [Dance 1984] Dance DR and Day GJ 1984 *The computation of scatter in mammography by Monte Carlo methods. Phys. Med. Biol.* **29** 237-247
- [Dance 1990] Dance DR 1990 *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol.* **35(9)** 1211-1219
- [Dance et al. 2000] Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR and Kotre CJ 2000 *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys. Med. Biol.* **45** 3225-3240
- [Dance and Hunt 2002] Dance DR and Hunt RA 2002 *A Monte Carlo simulation of X-ray mammography using a voxel phantom of variable size and composition. Report RMTPC 02/1002*
- [Day and Dance 1983] Day GJ and Dance DR 1983 *X-ray transmission formula for antiscatter grids. Phys. Med. Biol.* **28 (12)** 1429-1433
- [Doody et al. 2000] Doody MM, Lonstein JE, Stovall M et al. 2000 *Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the US Scoliosis Cohort Study. Spine* **25** 2052-2063
- [European Commission 1996] European Commission 1996 *European Protocol on Dosimetry in Mammography. European Commission Report EUR 16263 EN (Luxembourg)*
- [European Commission 2001] European Commission 2001 *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening. 3rd Edition. European Commission Report. ISBN 92-894-1145-7*
- [Geise and Palchevsky 1996] Geise RA and Palchevsky A 1996 *Composition of mammographic phantom materials. Radiology* **198** 342-350
- [Halbleib et al. 1992] Halbleib J, Kensek R, Melhorn TA, Valdez GD, Seltzer SM and Berger MJ 1992 *ITS Version 3.0: The integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Codes. Sandia National Laboratories Report SAND91-1634 Albuquerque, NM*
- [Hammerstein et al. 1970] Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ and Laughlin JS 1979 *Absorbed radiation dose in mammography. Radiology* **130** 485-491
- [Hendricks 1997] Hendricks JS 1997 *MCNPTM - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - v.4b. (Manual) Los Alamos National Laboratory*
- [Howe and Laughlin 1996] Howe GR and Laughlin JM 1996 *Breast Cancer Mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian Fluoroscopy Cohort Study and a comparison with breast cancer mortality in the Atomic Bomb Survivors Study. Radiat. Res.* **145** 694-707
- [Hubbell 1994] Hubbell JH 1994 *Bibliography of Photon Total Cross Section (Attenuation Coefficient) Measurements 10 eV to 13.5 GeV (NISTIR 5437, 1994)*
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/photocns/html/attencoef.html>

- [Hubbell and Seltzer 1996] Hubbell JH and Seltzer SM 1996 *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances (NISTIR 5632, 1995)* <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>
- [ICRP 1987] International Commission on Radiological Protection 1987 *Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP. ICRP Publication 52. Annals ICRP 17(4)* Oxford:Pergamon
- [IPEM 1988] Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) 1988 *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data ISBN 0-904181-88X*
- [ICRU 1988] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1988 *Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources - Part 2. Report 43. International Commission on Radiation Units and Measurements Bethesda, MD*
- [ICRU 1989] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1989 *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44. Bethesda, MD*
- [IPSM 1989] Institute of Physical Sciences in Medicine 1989 *The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray systems. Topic Group Report 59* York:IPSM
- [IPSM 1989] Institute of Physical Sciences in Medicine 1994 *The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray systems. Topic Group Report 59. 2nd edition* York:IPSM
- [Jansen and Zoetelief 1994] Jansen JTM and Zoetelief J 1994 *Personal Communication*
- [Jenkins et al. 1988] Jenkins TM, Nelson WR and Rindi A 1988 *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons. Plenum Press New York*
- [Karlsson et al. 1976] Karlsson M, Nygren K, Wickman Gm Hettinger G 1976 *Absorbed dose in mammary radiography. Acta Radiologica Therapy Physics and Biology 15* 252-258
- [Landau 1944] Landau L 1944 *On the Energy Loss of Fast Particles by Ionization. J Phys USSR 8* 201
- [León et al. 2001] León A, Verdú G, Cuevas MD, Salas MD, Villaescusa JI and Bueno F 2001 *Study of radiation induced cancers in a Breast Screening Program. Rad Prot Dos 8* 201
- [Lux and Koblinger 1991] Lux I and Koblinger L 1991 *Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and Photon Calculations. CRC Press Boca Raton, FL*
- [Mattson et al. 1993] Mattson A, Ruden BI, Hall P, Wilking N and Rutqvist LE 1993 *Radiation-induced breast cancer: Long-term follow-up of radiation therapy for benign breast disease. J. Natl. Cancer Inst. 85* 1679-1685
- [Miller et al. 1989] Miller AB, Howe GR, Sherman GJ, Lindsay JP, Yaffe MJ, Dinner PJ, Risch HA and Preston DL 1989 *Mortality from breast cancer after irradiation during fluoroscopic examinations in patients being treated for tuberculosis. New. Engl. J. Med. 321* 1285-1289

REFERENCIAS

- [NCRP 1996] National Council on Radiation Protection and Measurements 1986 *Mammography: a User's Guide Report 85* (Bethesda, MD: NCRP)
- [NCS 1993] Netherlands Commission on Radiation Dosimetry 1993 *Dosimetric Aspects of Mammography report 6* (Delft: NCS)
- [Nelson et al. 1985] Nelson WR, Hirayama H and Rogers DWO 1985 *The EGS4 code system. SLAC-265* Stanford University, Stanford, California 94305
- [Pierce et al. 1996] Pierce DA, Shimizu Y, Preston DL et al. 1996 *Studies of the mortality of A-bomb survivors. Report 12, Part 1. Cancer: 1950-1990. Radiat. Res.* **146** 1-27
- [Preston et al. 2002] Preston DL, Mattsson A, Holmberg E, Shore R, Hildreth G and Boice JD 2002 *Radiation effects on breast cancer risk: A pooled analysis of eight cohorts. Radiat. Res.* **158** 220-235
- [Seltzer 1993] Seltzer SN 1993 *Calculation of Photon Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients. Rad Res* **136** 147-170
- [Shore et al. 1986] Shore RE, Hildreth N, Woodard E, Dvoretzky P, Hempelmann L and Pasternack B 1986 *Breast cancer among women given X-ray therapy for acute postpartum mastitis. J. Natl. Cancer Inst.* **77** 689-696
- [Shultis and Faw 1996] Shultis JK and Faw RE 1996 *Radiation Shielding* Upper Saddle River, NJ. Prentice Hall PTR
- [Suckling et al. 1994] Suckling J et al 1994 *The Mammographic Image Analysis Society Digital Mammogram Database. Excerpta Medica. <http://peipa.essex.ac.uk/ipa/pix/mias/> International Congress Series* **1069** 375-378
- [Stanton et al. 1984] Stanton L, Villafana T, Day JL and Lightfoot DA 1984 *Dosage evaluation in mammography. Radiology* **150** 577-584
- [UNE 20-617-81] UNE 20-617-81 1981 *Características de las rejillas antidifusoras utilizadas en los equipos de rayos X.*
- [United Nations 2000] United Nations 2000 *Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations sales publication E.00.IX.3 (New York)*
- [Weis et al. 1994] Weis HA, Darby SC and Doll R 1994 *Cancer mortality following X-ray treatment for ankylosing spondylitis. Int. J. Cancer* **59** 327-338
- [Woodard and White 1986] Woodard HQ and White DR 1986 *The composition of body tissues. Br J Radiol* **59** 1209-1219
- [White 2002] White MC 2002 *Photoatomic Data Library MCPLIB04: A New Photoatomic Library Based on Data from ENDF/B-VI Release 8* Los Alamos National Laboratory internal memorandum X-5:MCW-02-111 <http://www-xdiv.lanl.gov/PROJECTS/DATA/nuclear/pdf/mcw-02-111.pdf>
- [Wolfe 1976] Wolfe JN 1976 *Risk for breast cancer development determined by mammographic parenchymal pattern. Cancer* **37** 2486-2492

REFERENCIAS

- [Zoetelief and Jansen 1995] Zoetelief J and Jansen JThM 1995 *Calculation of air kerma to average glandular tissue dose conversion factors for mammography. Rad Prot Dos* **57** 397-400