



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**“Dosimetría termoluminiscente en un equipo
de microtomografía computarizada”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

CARLA ANGÉLICA TANIA MONTANO GARCÍA

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MERCEDES RODRIGUEZ VILLAFUERTE



posgrado en ciencias físicas
unam

MÉXICO, D.F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Con amor a mí hermana Samantha, por su apoyo en los buenos tiempos y en los no tan buenos.

A mí tía July por enseñarme lo que es importante en la vida y por darme fuerzas para salir adelante.

A mí padre con todo mí amor.

A la familia Montaña Ortiz por todos sus cuidados.

Con cariño a mí esposo Álvaro Francisco por comprenderme y ayudarme siempre.

A la familia García Guzmán.

A la familia Montaña Román.

AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte por su comprensión, apoyo y dedicación durante la maestría y el trabajo de tesis. Por la confianza que me ha brindado y por todas sus enseñanzas.

A la maestra Ana Elena Buenfil y el maestro César Ruíz por ayudarme durante la realización de las mediciones y por brindarme su apoyo incondicional.

A los doctores Arnulfo Martínez Dávalos y Enrique Vallejo Venegas, miembros de mi comité tutorial durante la maestría.

A las doctoras María Ester Brandan, Olga Ávila Aguirre, los maestros en ciencias Patricia Avilés Mandujano y Miguel Ángel Rodríguez Ponce por su valiosa contribución a la mejora de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme el gran privilegio de estudiar un posgrado gratuito y de altísimo nivel académico.

A todos mis profesores durante la maestría.

Al Ing. Marco Veytia, Ricardo Ramírez y Carlos Sánchez del taller mecánico del IFUNAM.

Al proyecto CONACYT U4676-1, Coordinación de la Investigación Científica, Facultad de Medicina, UNAM.

Al proyecto DGAPA-UNAM IN-108906

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	I
CAPÍTULO 1: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	
1.1 PRINCIPIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	1
1.1.1 Primera generación (1971-1979)	2
1.1.2 Segunda generación (1976-1984)	3
1.1.3 Tercera generación (1976→)	3
1.1.4 Cuarta generación (1982→)	4
1.2 SISTEMAS DE MICROTOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (microCT)	6
1.2.1 Geometría del sistema microCT	8
1.2.2 Fuente de rayos X	9
1.2.3 Detector	9
1.2.4 Reconstrucción tomográfica de las imágenes	10
1.2.4.1 Algoritmo de reconstrucción de retroproyección filtrada	10
1.3 DESCRIPCIÓN DEL microCT DEL IFUNAM	14
CAPÍTULO 2: MATERIALES Y MÉTODOS	
2.1 DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE	15
2.1.1 Proceso termoluminiscente	15
2.2 CARACTERIZACIÓN INDIVIDUAL DE LOS DOSÍMETROS	17
2.3 MEDIDAS DE EXPOSICIÓN USANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN	18
2.4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MANIQUÍ	18
2.5 CALIBRACIÓN DE LOS DOSÍMETROS PARA DOS MATERIALES	20
2.5.1 Agua sólida	20
2.5.2 Lucita (PMMA)	21
2.6 DOSIMETRÍA DEL microCT	21
2.6.1 Irradiación del maniquí de agua sólida	21
2.6.2 Irradiación del maniquí de PMMA	22
CAPÍTULO 3: RESULTADOS	
3.1 CALIBRACIÓN DE LOS TLD-100	23
3.2 CONVERSIÓN DE EXPOSICIÓN A DOSIS EN AGUA	23
3.3 DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA DOSIS EN EL MANIQUÍ DE AGUA SÓLIDA	27
3.4 CONVERSIÓN DE EXPOSICIÓN A DOSIS EN PMMA	29
3.5 DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA DOSIS EN EL MANIQUÍ DE PMMA	32
3.6 COMPARACIÓN DEL EXPERIMENTO CON LA SIMULACIÓN MONTE CARLO	34
3.6.1 Comparación de las medidas experimentales y la simulación Monte Carlo	

para agua	39
3.6.2 Comparación de medidas experimentales y simulación Monte Carlo para PMMA	40
CAPÍTULO 4: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES DE LOS RESULTADOS	
4.1 CALIBRACIÓN DE LOS DOSÍMETROS	42
4.2 DOSIMETRÍA	42
4.3 COMPARACIÓN DE MEDIDAS EXPERIMENTALES CON LA SIMULACIÓN MONTE CARLO	43
APÉNDICE A: FACTORES INDIVIDUALES DE CALIBRACIÓN DE LOS DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES	45
APÉNDICE B: DOSIMETRÍA UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE AGUA SÓLIDA	48
APÉNDICE C: DOSIMETRÍA UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE PMMA	51
Referencias	54

Introducción

En un estudio de microtomografía computarizada (microCT) la calidad de la imagen obtenida está limitada por la dosis de radiación que puede recibir el ratón sin que ésta lo afecte. En estudios previos de microtomografía con roedores se han reportado valores de la dosis a cuerpo entero del orden de 1 Gy. Este valor representa el 5% de la dosis que causaría la muerte del 50% de una población de ratones [Paulus et al. 1999].

En estudios típicos de microCT se utilizan tubos de rayos X operando a voltajes menores que los voltajes de operación de tomógrafos para humanos. Por ejemplo, Song y colaboradores [Song et al. 2002] reportan estudios con tubos de rayos X operando a 35 kVp teniendo como resultado una buena calidad de imagen. Sin embargo, su trabajo no incluye el cálculo de la dosis.

La resolución espacial que se busca en un microCT (decenas de micras) es uno de los parámetros que podrían llevar a un aumento de la dosis, ya que en la búsqueda de la optimización de la calidad de imagen, se podría aumentar, por ejemplo, la corriente del tubo de rayos X o el tiempo de exposición. La dosis también puede aumentar si se realizan estudios simultáneos de microtomografía y PET, con la finalidad de obtener información anatómica y metabólica.

Teniendo en cuenta el compromiso de la resolución espacial y un valor de la dosis que no afecte al sujeto de estudio, se utilizaron parámetros de operación del tubo de rayos X similares a los reportados en trabajos anteriores.

El objetivo de este trabajo de tesis, es medir la distribución radial de la dosis en un maniquí, que simula a un ratón, cuando se realiza un estudio de microCT. Se utilizaron condiciones estándares de operación del tubo de rayos X (40 kVp, 0.6 mA, filtro de 1 mm de Al).

En este trabajo, se hicieron medidas experimentales de la distribución espacial de la dosis durante un estudio de microCT, usando dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio, dopados con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti ó TLD-100) marca Harshaw/Bicron. Los dosímetros tenían dimensiones de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ y se colocaban en los nichos de un maniquí construido en el taller mecánico del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IF-UNAM). Se analizaron dos materiales: agua sólida (CIRS 2428 Almeda Ave. Suite 212 Norfolk, virginia 23513 USA) y polimetil metacrilato (PMMA), para estudiar la dependencia de la dosis con diferente tipo de material atenuador. El sistema de microCT fue desarrollado en el IFUNAM por el grupo de Dosimetría y Física Médica.

Existen trabajos del cálculo de la dosis para equipos microCT, en los cuales, se han reportado dosis en ratones de alrededor de 35 cGy [Obenus y Smith 2004] y 80 cGy [Daibes et al 2004]. El primer valor de la dosis se obtuvo con un tubo de

rayos X operando en modo paso-disparo a 50 kVp y 115 mAs por cada proyección, no se especifica el número de proyecciones. Para obtener el segundo valor de la dosis, los parámetros de operación del tubo de rayos X fueron: 80 kVp, 54 mAs, funcionando de manera continua. En este trabajo de tesis los parámetros de operación del tubo fueron: 40 kVp, 478 mAs durante toda la adquisición (0.6 mA durante 797s); el funcionamiento del tubo fue continuo. Los máximos valores de las dosis en el maniquí de agua sólida y de lucita medidos en este trabajo fueron de 43.59 cGy y 31.12 cGy, respectivamente, por lo que nuestros resultados son comparables a las dosis reportadas en la literatura.

En el capítulo uno de este trabajo de tesis se presenta el desarrollo de los tomógrafos convencionales para humanos, el concepto de microCT para estudios con roedores, así como su desarrollo hasta la época actual. En el capítulo dos se presenta el concepto de dosimetría termoluminiscente así como el protocolo de horneado y lectura para los dosímetros. Se describe el diseño de construcción de los maniqués, así como las partes que componen al microCT del IFUNAM. En el capítulo tres se presentan los resultados obtenidos para la distribución de dosis. En el capítulo 4 se presenta la discusión y conclusiones de la calibración, la dosimetría y la comparación entre el experimento y resultados de una simulación Monte Carlo del sistema de microtomografía, mostrando valores experimentales de la dosis semejantes a los obtenidos con la simulación.

CAPÍTULO 1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

1.1 PRINCIPIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

En una radiografía convencional, los rayos X pasan a través del objeto en estudio y la intensidad transmitida es registrada en un detector plano (normalmente una película radiográfica) para obtener una imagen bidimensional. La información contenida en esa radiografía es una proyección de la densidad de absorción en la muestra en el plano perpendicular a la dirección de incidencia del haz de rayos X.

Cuando el registro de información se lleva a cabo muchas veces para diferentes orientaciones del objeto se puede obtener información tridimensional de la estructura del objeto usando algoritmos de reconstrucción por computadora. A este procedimiento se le llama reconstrucción tomográfica o tomografía computarizada, y nos permite ver cortes del objeto en estudio sin necesidad de cortarlo físicamente.

La reconstrucción de las imágenes en tomografía computarizada (TC) se hace utilizando algoritmos matemáticos a partir de un gran número de proyecciones unidimensionales del plano a reconstruir. Estas proyecciones se adquieren electrónicamente usando un arreglo de detectores de estado sólido y un tubo de rayos X que gira alrededor del paciente como se muestra en la figura 1.1.

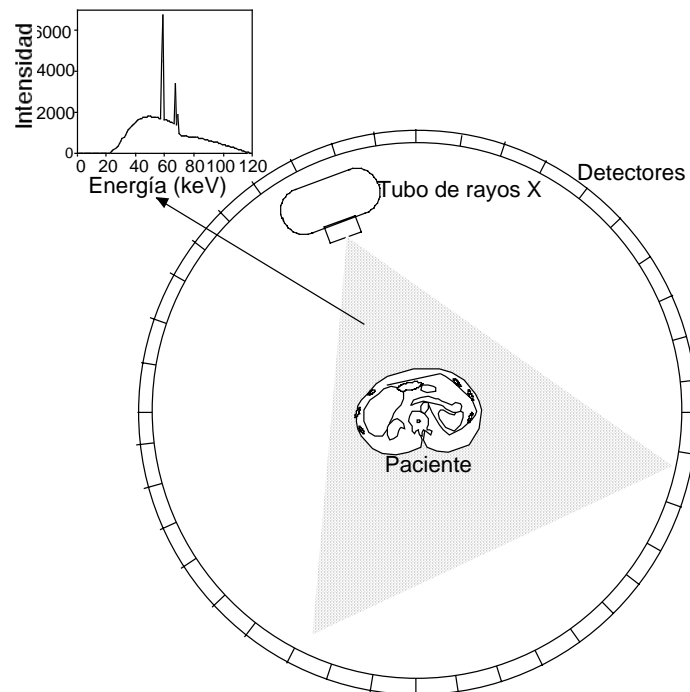


Figura 1.1. Arreglo de detectores y tubo de rayos X girando alrededor del paciente. El área sombreada representa el haz de rayos X colimado en forma de abanico. La gráfica muestra un espectro típico de rayos X , a 120 kVp y el haz es filtrado con aluminio (no se especifica el espesor ni el material del ánodo).

Los tubos de rayos X utilizados en TC son operados, típicamente, a diferencias de potencial en un rango de 100 kV a 150 kV, y el ánodo que se usa más comunmente es de tungsteno. Los detectores más comunes son de estado sólido, tales como fotodiodos acoplados a cristales centelladores, por ejemplo, yoduro de cesio (CsI) y tungstanato de Cadmio (CdWO_4). El haz se colima en forma de abanico [Michael 2001].

Para los equipos actuales los detectores tienen dimensiones del orden de 1.25 mm de grosor y el anillo que forman tiene un diámetro de aproximadamente 120 cm. En particular, para el modelo Light Speed QX/i de la compañía General Electric se sabe que el tamaño de corte (espesor de corte) puede variar en un intervalo de 1.25 mm hasta 10 mm, dependiendo del estudio que se desee realizar. Las imágenes de un TC se despliegan, generalmente en matrices de 512×512 pixeles. El desarrollo de los TC ha permitido llegar a la configuración actual, su geometría ha variado para optimizar el diseño y a las etapas de evolución se les ha llamado generaciones, las cuales se describen a continuación.[MacCollough y Zink 1999].

1.1.1 Primera generación (1971-1979)

El haz de rayos X se colimaba en forma de lápiz y existía un solo detector de yoduro de sodio (NaI). La fuente y el detector se trasladaban en sincronía en línea recta hasta cubrir al objeto de estudio, después ambos giraban un ángulo pequeño y se repetía la adquisición de datos en línea recta, el proceso se llevaba a cabo hasta cubrir 180° . En la figura 1.2 se muestra el arreglo de un TC de primera generación.

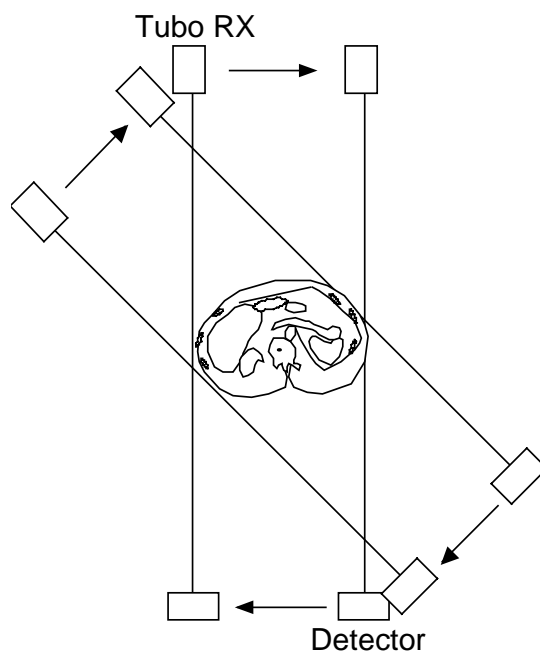


Figura 1. 2 Geometría de un TC de primera generación.

La gran desventaja de este tipo de geometría era que la adquisición de datos era muy lenta, necesitando más de cuatro minutos por rebanada.

1.1.2 Segunda generación (1976-1984)

En esta generación la mejora consistió en la incorporación de un arreglo de 30 detectores de NaI y el haz de rayos X fue colimado en forma de abanico con una apertura de 10° . La fuente y el detector se trasladaban en sincronía siguiendo una trayectoria en línea recta hasta cubrir completamente al objeto de estudio. En la figura 1.3 se puede observar el tubo de rayos X que pasa de la posición A a la posición B. Después, el detector y la fuente giraban un ángulo pequeño (el sistema rota desde la posición B hasta la posición C, mostradas en la figura 1.3) y se repetía la adquisición de datos en línea recta (yendo de la posición C hacia la posición D, ver figura 1.3), el proceso se llevaba a cabo hasta cubrir 180° .

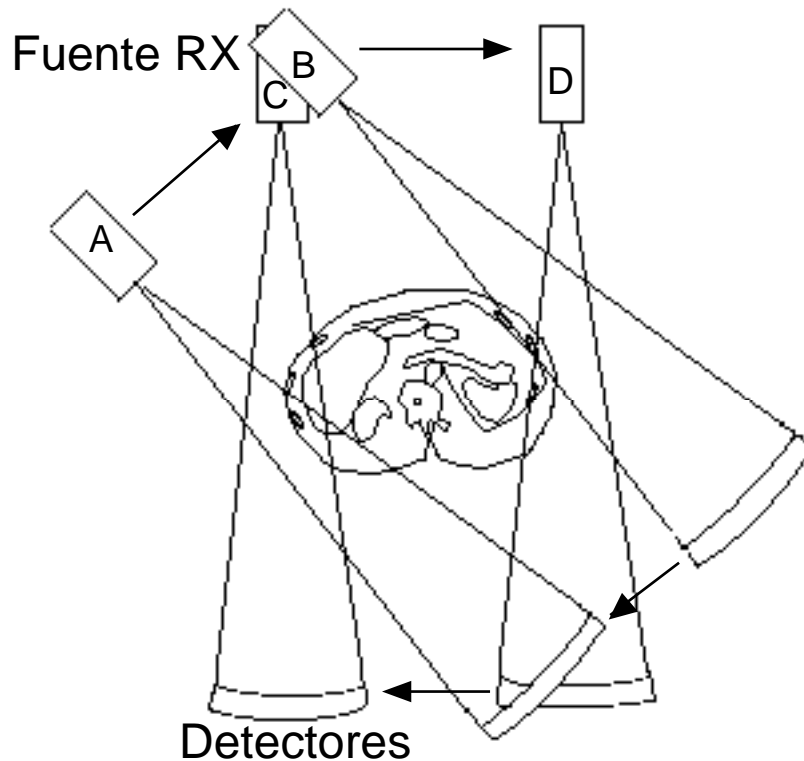


Figura 1.3 Geometría de un TC de segunda generación.

Al aumentar el número de detectores se disminuía el tiempo de adquisición, aumentando sin embargo el registro de fotones dispersados en el objeto.

1.1.3 Tercera generación (1976→)

El movimiento de traslación en la primera y segunda generación de los TC fue un impedimento fundamental para la rápida adquisición de los datos, de ahí que se buscara una forma más eficiente en su geometría.

En la tercera generación de TC el haz de rayos X se colima en forma de abanico con una apertura de $\sim 40^\circ$, con la finalidad de cubrir completamente al paciente. Se tienen más de 800 detectores, dispuestos en un arreglo semicircular. Debido a que el haz cubre completamente al objeto de estudio, ya no se requiere trasladar al sistema, sólo girarlo, alrededor de 360° . El tiempo de adquisición de un estudio con este tipo de geometría se redujo notablemente, aunque el costo aumentó. En la figura 1.4 se muestra un TC de tercera generación.

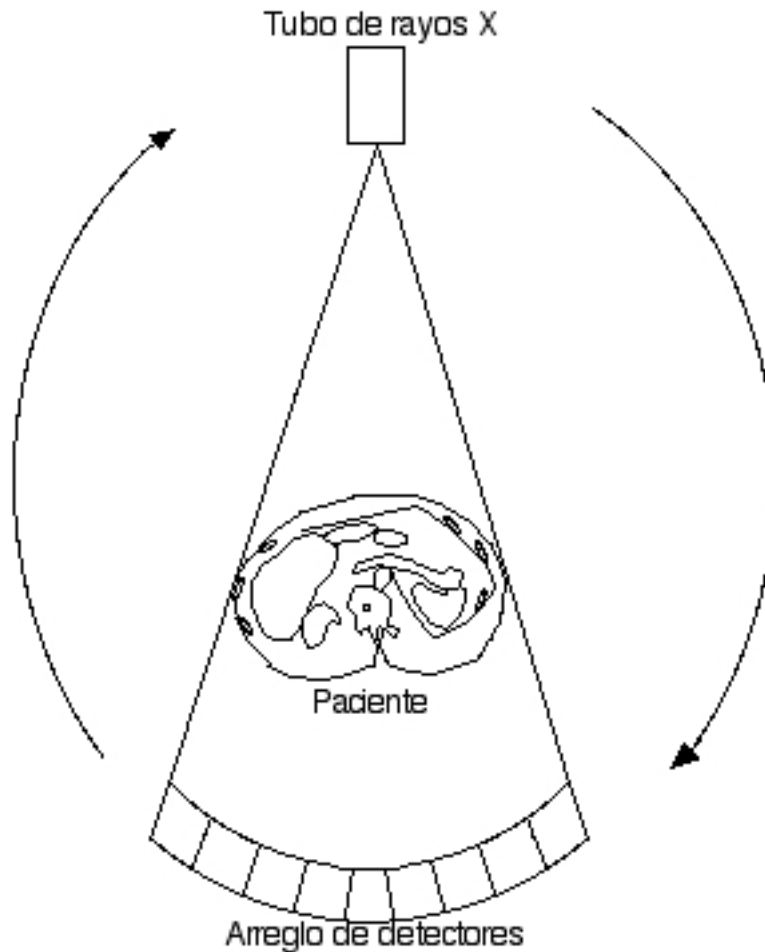


Figura 1.4 Geometría de un TC de tercera generación.

1.1.4 Cuarta generación (1982→)

Debido a que los TC de tercera generación tenían el problema de presentar artefactos de anillo (manchas en forma de anillo), surgió la cuarta generación. Estos nuevos TC fueron diseñados específicamente para evitar ese tipo de artefactos al aumentar considerablemente el número de detectores.

En la cuarta generación el haz de rayos X es colimado en forma de abanico con una apertura de $\sim 40^\circ$, y se utilizan alrededor de 4800 detectores colocados en un arreglo circular y fijo rodeando al objeto. El haz cubre completamente al objeto,

girando 360°. En la figura 1.1 se muestra un TC de cuarta generación [Bushberg et al. 2002].

En la tabla 1.1 se muestra un resumen de los parámetros importantes en cada generación de los TC.

Tabla 1.1 Diferentes geometrías de los TC

Generación	Haz	Tipo de movimiento durante la adquisición de datos	No. de detectores	Tiempo de adquisición de datos
1 ^a .	Lápiz	Trasladar-rotar	1	4.5 min (por rebanada)
2 ^a .	Abanico (10°)	Trasladar-rotar	30	18 s (por rebanada)
3 ^a .	Abanico (40°)	Rotar	800	< 5 s (tiempo de adquisición de datos)
4 ^a .	Abanico (40°)	Rotar	~ 4800	< 5 s (tiempo de adquisición de datos)

1.2 SISTEMAS DE MICROTOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (microCT)

La microtomografía (microCT) es una herramienta importante en el ámbito de la imagenología ya que permite el estudio de animales pequeños como herramienta en la investigación del cáncer y otras enfermedades.

Los microtomógrafos computarizados son sistemas de tomografía computarizada para animales pequeños como los roedores. Estos sistemas deben tener características especiales que los diferencian de los CT clínicos (para humanos): los voltajes de operación se encuentran en el intervalo de 50 a 90 kV, el haz de rayos X es un haz cónico, y se puede girar al sujeto mientras el detector y la fuente se mantienen fijas. Generalmente se usan ánodos de tungsteno para producir los rayos X. Dos espectros típicos de tungsteno (filtro de 1 mm de Al) se muestra en la figura 1.5a y 1.5b.

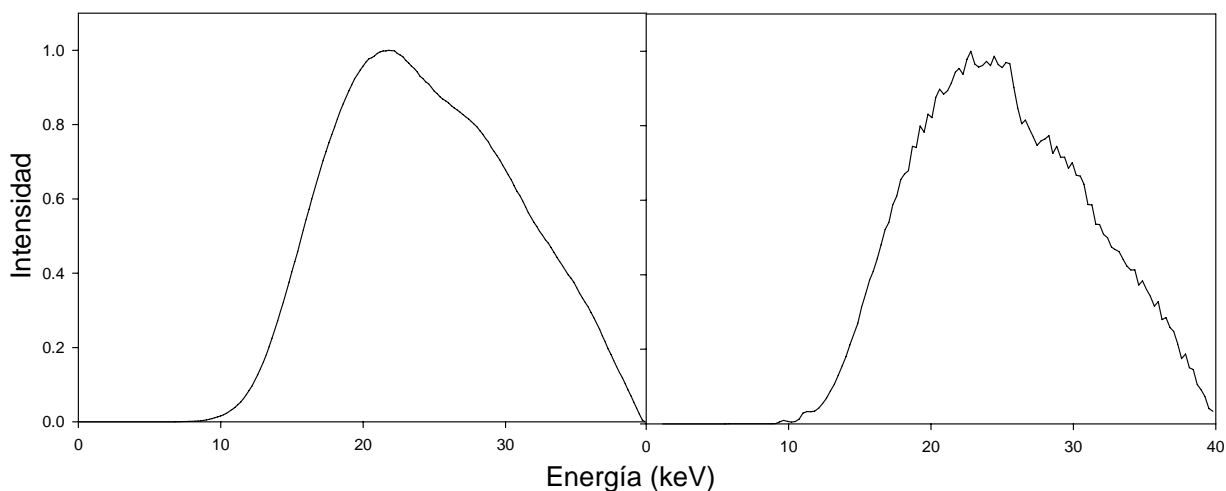


Figura 1.5a Espectro de rayos X de un tubo con ánodo de tungsteno operando a 40 kVp y filtrado con 1.0 mm de Al [Goertzen 2003].

Figura 1.5b Espectro obtenido con el tubo utilizado en este trabajo [Moya 2006] y mismas condiciones que en la Fig. 1.5a, medido en el laboratorio de física médica del IFUNAM.

Los detectores que se usan en microCT pueden ser de estado sólido, tales como detectores de selenio amorfo (a-Se) o silicio amorfo (a-Si). También pueden ser pantallas fosforescentes de oxisulfuro de gadolinio (GOS) o de yoduro de cesio (CsI), acopladas a un sensor que registra la imagen (CCD, por sus siglas en inglés, charged coupled device). Se han hecho comparaciones de los detectores anteriormente mencionados en cuanto a la optimización de la detección de los rayos X, y se ha encontrado que con la combinación de la pantalla de CsI y CCD se obtiene el mejor compromiso entre la demanda de estabilidad, la resolución y la sensibilidad del equipo microCT [Goertzen et al 2004].

Uno de los factores importantes en microCT es tener una excelente resolución espacial, del orden de 50 micras. La resolución espacial de la imagen está determinada por el tamaño de la mancha focal de la fuente, el tamaño del detector

y la geometría del sistema, mientras que la resolución en contraste está determinada por el flujo de los rayos X (intensidad de la fuente), su energía y el tamaño del detector. En la figura 1.6 se muestra la configuración típica de un sistema microCT [Paulus et al 2000].

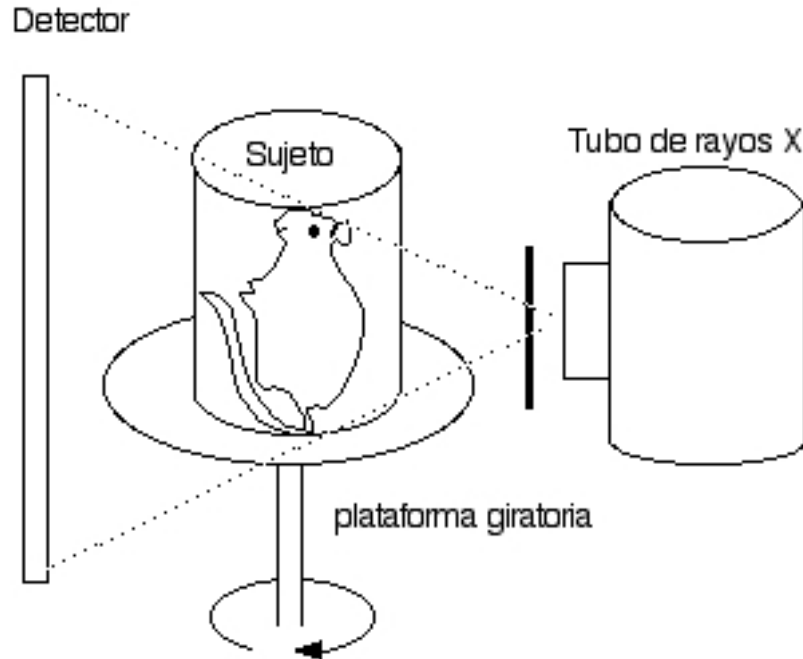


Figura 1.6 Diagrama de un sistema microCT típico, con la fuente y el detector fijos y una plataforma móvil giratoria en la cual se coloca el objeto bajo estudio.

A principios de los años 80 las componentes de los detectores de rayos X eran muy grandes por lo que no se tenía la resolución espacial requerida para obtener imágenes de roedores. Para 1984 los detectores de rayos X de alta resolución habían mejorado considerablemente, y Burstein y colaboradores (1984) reportaron la obtención de la imagen de un tórax de ratón cuya resolución era de 50 micras y usando un voltaje de operación del tubo de rayos X de 90 kV y un arreglo lineal de 2.5 cm de longitud con 512 detectores.

En 1987 Flannery y coaboradores [Flannery y Roberge, 1987] llevaron a la microCT a una nueva era al introducir un sistema de imagen en tres dimensiones usando un detector bidimensional que consistía de una pantalla de fósforo que intensificaba la imagen y estaba acoplada ópticamente a un arreglo de detectores CCD.

Durante la década de los 1990 varios grupos de investigación desarrollaron sistemas de microtomografía de alta resolución. La mayoría de estos sistemas consiste, principalmente de: un arreglo de detectores CCD y un tubo de rayos X con mancha focal del orden de micras, obteniendo resoluciones de la imagen reconstruida entre 20 y 100 micras.

Cuando se diseña un sistema microCT es necesario tener en cuenta ciertas consideraciones, como son: la geometría del sistema, la fuente de rayos X y el detector, a continuación se detallan los aspectos antes mencionados.

1.2.1 Geometría del sistema microCT

La resolución espacial de la imagen está determinada, a primer orden, por el tamaño de la mancha focal del tubo de rayos X y la posición del sujeto de interés con respecto a la fuente y al detector. Si la resolución del detector está limitada por el tamaño de pixel, x_d , la borrosidad de una proyección de la imagen debida a x_d puede ser descrita como una función Gaussiana [Paulus et al 2000].

El diseño de la geometría de un sistema microCT es un proceso en el que se seleccionan la fuente y el detector apropiados para una aplicación particular y además se busca optimizar la distancia de la fuente al sujeto, d_{fs} , y del sujeto al detector d_{ds} de manera que se tenga la combinación deseada de resolución de la imagen, campo de vista y tiempo de adquisición de datos.

En un sistema microCT el sujeto gira 360° (también pueden girar la fuente y el detector, en lugar de hacer girar al sujeto). La imagen reconstruida representa un mapa de coeficientes de atenuación (μ), del plano del objeto bajo estudio. La resolución de una imagen reconstruida en tres dimensiones no puede ser mejor que la imagen de cada una de las proyecciones y además está limitada por el número de proyecciones adquiridas y el filtro empleado en la reconstrucción. El algoritmo de reconstrucción de imágenes para microCT se discutirá en detalle en la sección 1.2.4.

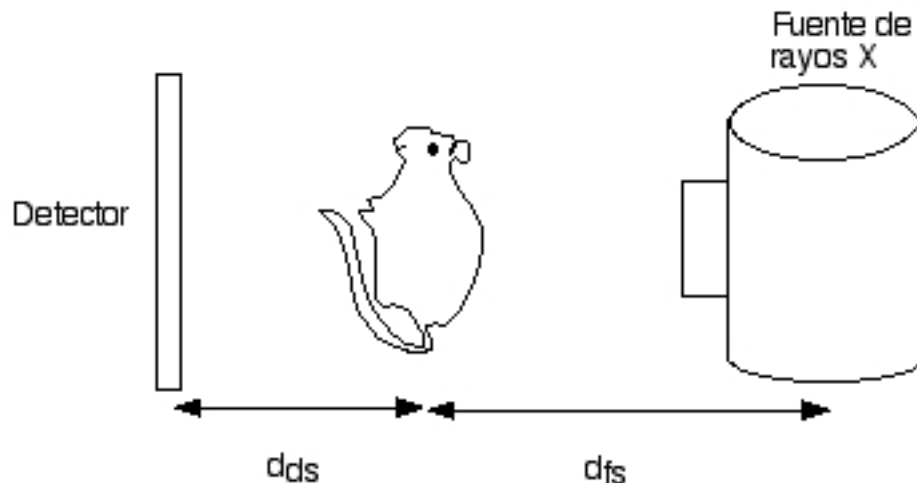


Figura 1.7 Geometría de un sistema microCT

1.2.2 Fuente de rayos X

Los parámetros de mayor importancia en la selección de una fuente de rayos X son el material del ánodo, el tamaño de la mancha focal, el intervalo de variación del voltaje y la filtración del haz (endurecimiento). Como se mencionó anteriormente, la resolución de la imagen está limitada por el tamaño de la mancha focal y por eso la mayoría de los sistemas microCT tiene una fuente de rayos X con mancha focal del orden de micras (microfoco) con blancos fijos; para una fuente de rayos X de este tipo, la máxima potencia que se puede aplicar está limitada por la rapidez a la cual el calor puede ser disipado del blanco. En 1994, un grupo de investigadores se dio cuenta de que para blancos estacionarios con manchas focales pequeñas, la disipación del calor es predominantemente radial y aproximadamente proporcional al diámetro de la mancha focal [Flynn et al. 1994]. Estos investigadores también observaron que la potencia máxima para fuentes de rayos X de microfoco y blanco estacionario sigue, aproximadamente, la siguiente relación empírica.

$$P_m \approx 1.4(x_{f,FWHM})^{0.88} \quad 1.1$$

donde P_m es la máxima potencia del tubo de rayos X en watts y $x_{f,FWHM}$ es el tamaño de la mancha focal en micras. Esta relación se aplica a la mayoría de los tubos de rayos X comerciales ya que el flujo total de los rayos X emitidos por una fuente es proporcional, aproximadamente, a IV^2 donde I es la corriente del ánodo y V es el voltaje de operación [Paulus et al. 2000]. En la figura 1.8 se muestra un dibujo simplificado de un tubo de rayos X.

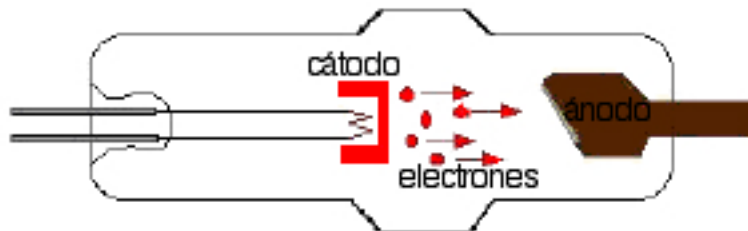


Figura 1.8 Tubo de rayos X. Los electrones (puntos rojos) salen del cátodo para chocar contra el ánodo y producir tanto radiación de frenado así como rayos X característicos del material del ánodo.

1.2.3 Detector

Los parámetros claves a considerar para evaluar un detector, cuando se diseña un microCT, son la eficiencia cuántica y la resolución espacial a un voltaje de operación dado del tubo de rayos X, el ruido, tamaño de pixel, uniformidad, campo de vista y rapidez de lectura del sensor que registra la imagen y la eficiencia, uniformidad y en caso de utilizar un medio de acoplación óptica, la distorsión de éste.

1.2.4 Reconstrucción tomográfica de las imágenes

Un sistema tomográfico adquiere varias imágenes (proyecciones) para diferentes ángulos alrededor del sujeto bajo estudio, cada proyección representa el valor de la atenuación de los rayos X cuando atraviesan a un sujeto a lo largo de una línea. Un conjunto completo de datos se obtiene al adquirir proyecciones espaciadas por el mismo ángulo hasta cubrir un mínimo de 180°. La reconstrucción tomográfica de la imagen crea una imagen bidimensional o tridimensional a partir de los datos medidos en las proyecciones. La proyección a lo largo del camino ℓ de los rayos X a un ángulo θ , $p(\ell, \theta)$, está dada por:

$$p(\ell, \theta) = \ln \left(\frac{I_0(\ell, \theta)}{I(\ell, \theta)} \right) \quad 1.2$$

donde $I_0(\ell, \theta)$ es la intensidad obtenida a lo largo de ℓ a un ángulo θ , medida cuando no hay objeto,

$I(\ell, \theta)$ es la intensidad obtenida a lo largo de ℓ a un ángulo θ , medida cuando hay objeto.

Si tenemos una función $f(x, y)$ que representa la imagen bidimensional a ser reconstruida, la integral de línea de $f(x, y)$ es llamada su transformada de Radón. La transformada de Radón de la imagen blanco es lo que medimos cuando se adquieren los datos de una proyección tomográfica. El conjunto de proyecciones en el dominio de la transformada de Radón es lo que se conoce como sinograma.

1.2.4.1 Algoritmo de reconstrucción de retroproyección filtrada

El algoritmo de reconstrucción usado tradicionalmente en varias de las aplicaciones prácticas es la retroproyección filtrada (FBP, por sus siglas en inglés, Filtered Back Projection), una técnica que se deriva del teorema de rebanadas de Fourier [Kak y Slaney 1988], el cual básicamente dice que la transformada de Fourier de una proyección de rayos paralelos de una imagen tomada a un ángulo dado es una rebanada de la transformada de Fourier en dos dimensiones de la imagen reconstruida, $F(u, v)$, que subtiende un ángulo θ con el eje u (Figura 1.9). La transformada de Fourier bidimensional completa de la imagen, $F(u, v)$ puede construirse transformando todas las proyecciones individuales de $f(x, y)$, y tomando después la transformada inversa de Fourier de $F(u, v)$.

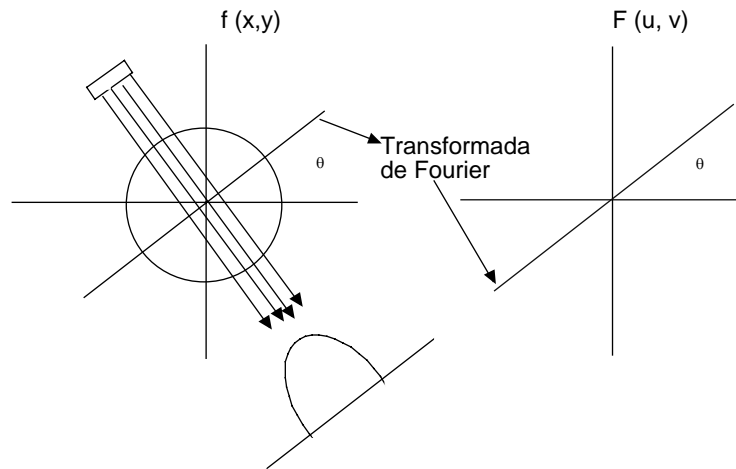


Figura 1.9 Diagrama esquemático del teorema de rebanadas de Fourier.

La tabla 1.2 muestra las diferencias más importantes en los parámetros de operación y estructura de los equipos de TC para humanos y para animales pequeños.

Tabla 1.2. Características de los equipos de CT y de microCT

Características	CT	microCT
Voltaje (intervalo de operación)	100 kV-150 kV	20 kV-90 kV
Haz	En forma de abanico	Forma cónica
Detector	Detectores de estado sólido (CsI, CdWO ₄)	Detectores de panel plano, por ejemplo pantallas fosforescentes acopladas ópticamente con arreglos de CCD
Método de reconstrucción de imágenes	Retroproyección filtrada [Michael 2001]	Algoritmo de Feldkamp [Taschereau et al. 2005]

En la tabla 1.3 se muestran las componentes principales de equipos microCT, así como los tamaños de pixel y tamaño de las imágenes que han sido descritos en diversos artículos.

Tabla 1.3 Detector y fuente de rayos X utilizados para diferentes sistemas microCT.

Detector utilizado	Tubo de rayos X	Parámetros de operación del tubo de rayos X	Tiempo de exposición para cada proyección	Tamaño del píxel (μm)	Tamaño de la imagen (cm^2)
a-Se	XTF-5011 (Oxford Instruments) [Goertzen et al 2004]	*Ánodo de tungsteno (W) * 40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 0.5 ó 1 mm de Al	*No se especifica	66	6.75x5.49
a-Si acoplado a una pantalla centelladora minR de GOS	XTF-5011 (Oxford Instruments) [Goertzen et al 2004]	*Ánodo W * 40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 0.5 ó 1 mm de Al	*No se especifica	75	3.84x3.84
Cámara CCD-1 acoplada a una pantalla centelladora minR de oxisulfuro de gadolinio (GOS)	XTF-5011 (Oxford Instruments) [Goertzen et al 2004]	*Ánodo de W * 40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 0.5 ó 1 mm de Al	*No se especifica	67.55	6.9x6.9
Cámara CCD-2 acoplada a una pantalla centelladora minR de GOS	SB-80-500-DI (Source-Ray Inc.) [Goertzen et al 2004]	*No se especifica el material del ánodo *40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 0.5 mm de Al	*No se especifica	48.23	4.9 x 4.9
Cámara CCD-2 acoplada a una pantalla de CsI:TI	SB-80-500-DI (Source-Ray Inc.) [Goertzen et al 2004]	*No se especifica el material del ánodo *40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 1 mm de Al	*No se especifica	48.23	4.9 x 4.9

Detector utilizado	Tubo de rayos X	Parámetros de operación del tubo de rayos X	Tiempo de exposición para cada proyección	Tamaño del píxel (μm)	Tamaño de la imagen (cm^2)
Cámara CCD-2 acoplada a una pantalla de CsI:TI	SB-80-500-DI (Source-Ray Inc.) [Goertzen et al 2004]	*No se especifica el material del ánodo *40 kVp *No se especifica el valor de la corriente *Filtro de 1 mm de Al	*No se especifica el tiempo de exposición	48.23	4.9 x 4.9
Detector plano C7942 (Hamamatsu) acoplado a una pantalla centelladora de CsI:TI	L8121-01 (Hamamatsu) [Lee et al 2003]	*Ánodo de W *60 kVp *No se especifica el valor de la corriente *No se especifica el tipo de filtro	250 ms	5	12 x 12
CCD (MedOptics Corporation) acoplado a una pantalla Kodak MinR para rayos X	Tubo de la serie 5000 (Oxford Instruments) [Song et al 2002]	*Ánodo de W *35 kVp *0.5 mA *Filtro de 0.5 mm de Al	1 s	24	2.5 x 2.5
Detector CCD acoplado a una pantalla centelladora, optimizada para blancos específicos, utilizados en éste trabajo.	Fuente de rayos X ultra rápida basada en láser [Krol et al 2004]	*Ánodo de molibdeno (Mo) *20 kV *No se especifica la corriente *No se especifica el tipo de filtro	5 veces menor al tiempo de exposición de un micro-CT convencional (~200 ms)	Variable en un rango de 4-50	3 x 3 x 3
EMCCD acoplado a una pantalla centelladora.	SB-80-500 (SRI, Inc.) [Nagarkar et al 2004]	*Ánodo de W *64 kVp *400 μA *Filtro de 1 mm de Al	*No se especifica el tiempo de exposición	~ 100	5 x 5

1.3 DESCRIPCIÓN DEL microCT DEL SISTEMA BIMODAL DE IMÁGENES DEL IFUNAM

El Sistema Bimodal de Imágenes (SIBI), es un arreglo de sistemas detectores que obtendrán imágenes anatómicas y funcionales de roedores pequeños. Consta de un microCT y de un microSPECT (o microPET).

El microCT consiste de un tubo de rayos X marca Oxford Instruments, de la serie Apogee, modelo XTG5011 y su ánodo es de W. El rango de operación de voltaje es de 10-50 kV, el rango de operación de corriente es de 0.1-1.0 mA. El detector que se utiliza es un detector plano marca Rad-Icon, modelo Shad-o-Snap 4K. Entre el detector y el tubo de rayos X se encuentra una base giratoria en la que se coloca la muestra a irradiar. El funcionamiento del tubo de rayos X y el inicio de rotación de la muestra se sincronizan desde una computadora con un programa LabView desarrollado localmente por el grupo SIBI.

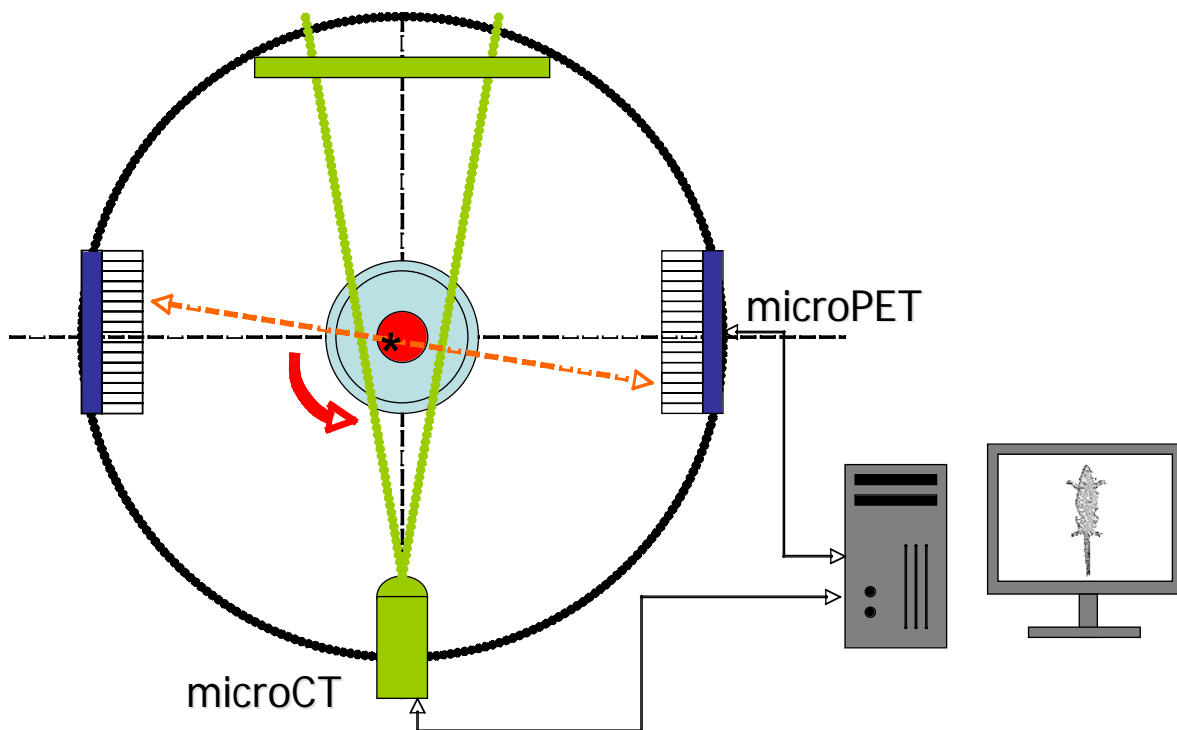


Figura 1.10 Diagrama del SIBI

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

La dosimetría termoluminiscente (TL) permite obtener información de la cantidad de energía depositada por unidad de masa (dosis) a partir del calentamiento de un material. Para llevar a cabo una dosimetría TL se utilizan cristales termoluminiscentes (DTL), éstos son calentados y emiten luz que es registrada en un tubo fotomultiplicador (TFM). La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis recibida por la radiación.

En seguida se detalla la composición y funcionamiento de los DTL:

El volumen sensible de un DTL consiste de una masa pequeña, de entre 1 y 100 mg, de un material dieléctrico cristalino, que contiene activadores adecuados para hacerlo termoluminiscente. Los activadores, que se pueden presentar únicamente en cantidades de trazas, proporcionan dos tipos de “centros”, o imperfecciones de la red cristalina. Estos dos tipos de imperfecciones son:

- Trampas para electrones y agujeros, las cuales pueden capturar y mantener a los portadores de carga en un pozo de potencial durante largos períodos de tiempo, mientras el cristal no sea calentado.
- Centros luminiscentes, localizados en las trampas para electrones o en las trampas para agujeros, los cuales emiten luz cuando los electrones y los agujeros se recombinan en el centro [Montaño y Gamboa 2005].

2.1.1 Proceso termoluminiscente

La figura 2.1 muestra el diagrama simplificado de niveles de energía para describir el proceso termoluminiscente.

Durante la irradiación, etapa **A**, se produce un evento de ionización que lleva a un electrón de la banda de valencia a la banda de conducción, donde migra a una trampa de electrones que es un lugar de la red cristalina en donde falta un ion negativo. El agujero migra hacia una trampa de agujeros. A la temperatura que existe durante la irradiación, (puede ser temperatura ambiente), estas trampas deben ser lo suficientemente profundas (en energía potencial respecto de la temperatura ambiente) como para que los electrones o agujeros no se escapen durante largos períodos de tiempo, a menos que un calentamiento deliberado los libere.

En la etapa **B** se observa el efecto del calentamiento, durante el cual suponemos que primero se libera el electrón, es decir, que la trampa de electrones es menos profunda que la del agujero (lo contrario puede ser verdadero). El electrón regresa a la banda de conducción y migra a una trampa para agujeros, la cual se puede suponer que también actúa como un centro luminiscente, o que esta muy cercana a uno. En este caso se emite un fotón, generalmente, de luz visible.

En este trabajo se utilizaron dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio, LiF: Mg, Ti , marca Harshaw Bicron, cuyas dimensiones son de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, conocidos como microcubos.

El LiF: Mg, Ti es uno de los dosímetros más utilizados debido a que es equivalente a tejido humano en cuanto a su respuesta a la radiación. Se produce en una variedad de formas físicas tales como: monocristal, polvo sinterizado a alta presión (la forma utilizada en este trabajo) y polvos [Attix 1986].

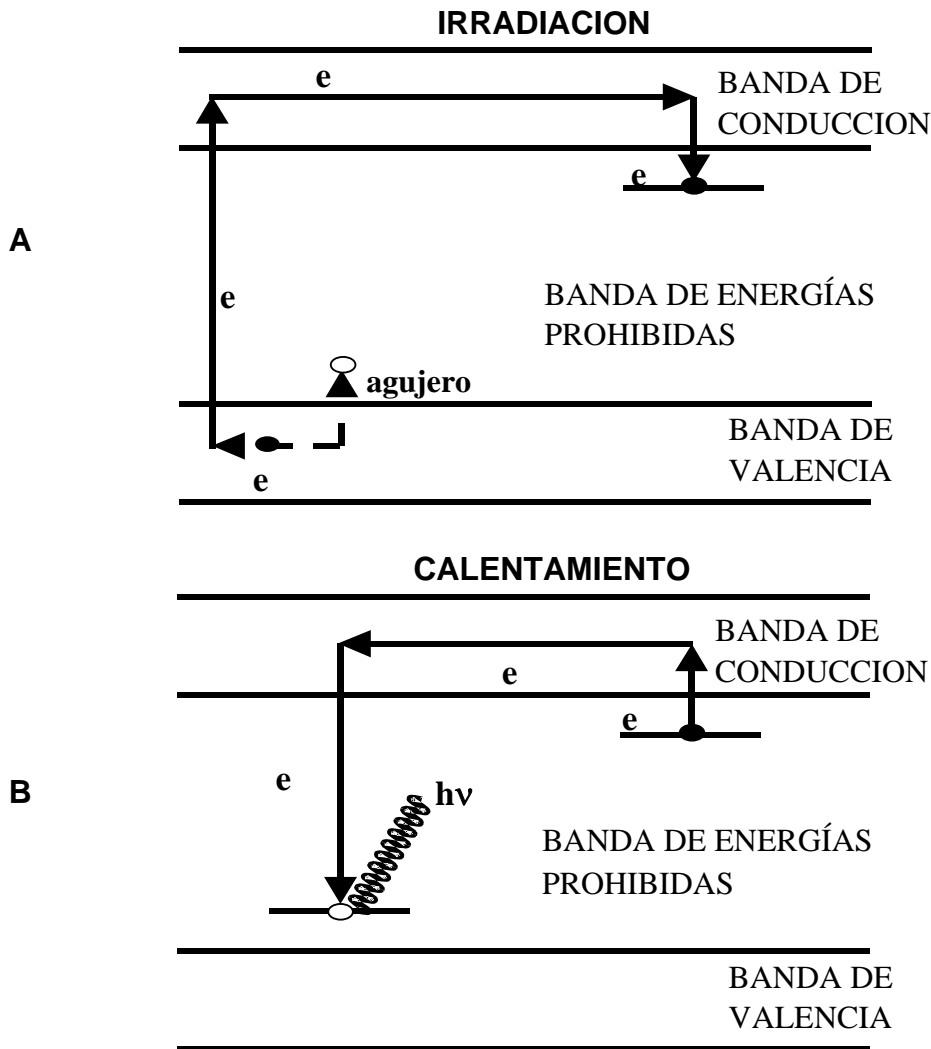


Figura 2.1 Diagrama de niveles de energía del proceso termoluminiscente:
A. Ionización producida por la radiación, y atrapamiento de los electrones y los agujeros;
B. calentamiento para liberar a los electrones permitiendo la producción de luminiscencia.

2.2 CARACTERIZACIÓN INDIVIDUAL DE LOS DOSÍMETROS

Cada dosímetro TL se caracterizó con su respectivo factor de corrección individual para tenerlos identificados y minimizar la variación de su respuesta a la radiación. La calibración individual de los dosímetros termoluminiscentes (TL) depende de la forma del dosímetro y de la certeza requerida, considerando estos factores, se utilizó una técnica que consiste en seleccionar un lote de dosímetros, identificar cada uno con un nombre específico y obtener su factor de calibración. Se nombró a cada dosímetro de acuerdo con la posición en su contenedor.

Los dosímetros se calibraron con una fuente emisora de partículas beta de ^{90}Sr - ^{90}Y cuya rapidez de dosis era en junio 30 de 2005 igual a 0.378 cGy/s [Buenfil y Ruiz 1994]. Cada dosímetro fue expuesto a la fuente radiactiva durante 60 s, para obtener así una dosis de 23 cGy. Durante la irradiación se utilizó una base de lucita con un nicho para microcubos, el cual permitió que los dosímetros se colocaran en la misma posición, con respecto a la fuente, cada vez que se irradiaban.

El protocolo de horneado, irradiación y lectura de la señal termoluminiscente (STL), se detalla a continuación:

- a) Se utilizó un lote de 103 dosímetros los cuales fueron colocados en una charola especial que permitió su clasificación individual. Fueron horneados en una mufla Thermolyne modelo 47900, durante 1 hora a 400° C.
- b) Los dosímetros se enfriaron a 19° C durante 15 minutos, fuera de la mufla.
- c) El lote de dosímetros fue horneado en una mufla Thelco modelo 19, durante 2 horas a 100° C.
- d) Se dejó reposar al lote durante 24 horas, fuera de la mufla.
- e) Se irradió cada dosímetro durante 60 segundos con la fuente de ^{90}Sr - ^{90}Y .
- f) Se dejó reposar el lote durante 24 horas.
- g) Se leyó la STL en el equipo Harshaw 3500 del laboratorio de dosimetría del IFUNAM. La STL se leyó hasta 300° C, con una rapidez de calentamiento de 10°/s, fluía nitrógeno en el equipo Harshaw 3500. Se hicieron dos lecturas de cada dosímetro para restar la señal de fondo (segunda lectura).

El protocolo descrito anteriormente se repitió tres veces para los 103 dosímetros. Los resultados de esta calibración, medidas individuales y factores de corrección se presentan en el apéndice A.

El método estadístico para obtener los factores de corrección se detalla a continuación [Williams y Thwaites 1994]:

Sea R_{ij} la denotación de la STL j -ésima ($1 \leq j \leq 3$) del dosímetro i -ésimo ($1 \leq i \leq 103$). El primer paso es calcular el factor de calibración individual c_{ij} para cada dosímetro con el fin de convertir su lectura a la del promedio del lote:

$$c_{ij} = \sum_{i=j}^n \frac{R_{ij}}{nR_{ij}}, \quad 1 \leq j \leq 3, \quad 1 \leq i \leq 103 \quad 2.1$$

El factor de corrección promedio c_i para cada dosímetro es entonces:

$$c_i = \sum_{j=1}^m c_{ij} / m \quad 2.2$$

Estos factores de corrección fueron usados para corregir cada lectura obtenida durante las irradiaciones de los dosímetros en el sistema de microCT. La aplicación de estos factores de calibración individual produjeron incertidumbres en las STL de hasta 8 % al ser irradiados a una dosis constante de 23 cGy (^{90}Sr - ^{90}Y).

2.3 MEDIDAS DE EXPOSICIÓN USANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN

La cámara de ionización usada es una cámara para mamografía marca Radcal, modelo 10X9-6M, el electrómetro utilizado es el modelo 2026C, marca Radcal.

La exposición X en un punto en aire para un haz de calidad Q está dada por:

$$X[R] = M_Q [C] k_{T,P} k_{Q,Q_0} N_{X,Q_0} [R/C] \quad 2.3$$

Donde M_Q es la lectura de la cámara de ionización

$k_{T,P}$ es un factor de corrección que considera el cambio de la densidad del aire debido a temperatura y presión ambientales diferentes a los valores de referencia en el laboratorio de calibración.

k_{Q,Q_0} es un factor que corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad Q_0 del haz de calibración y la calidad Q del haz durante la medición.

N_{X,Q_0} es el coeficiente de calibración en exposición de la cámara obtenido de un laboratorio de estándares.

En este trabajo se tenía un factor N_{X,Q_0} dado por el fabricante de la cámara, las características de la 10X9-6M son tales que su respuesta se puede considerar uniforme para energías de 10 a 40 keV [<http://www.radcal.com/10x9series.html>] (es decir $k_{Q,Q_0} = 1$) y la corrección por $k_{T,P}$ es hecha automáticamente por el electrómetro [<http://www.radcal.com/2026.html>]. Por lo tanto, el equipo usado entregaba medidas ya expresadas en R.

2.4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MANIQUÍ PARA microCT

Para colocar dosímetros termoluminiscentes y medir la distribución espacial de dosis durante un estudio de microCT se construyeron dos maniqués, uno de agua sólida y otro de polimetil metacrilato (PMMA o lucita). El agua sólida, una resina que tiene propiedades radiológicas similares a las del agua líquida, es fabricada

por CIRS (24528 Alameda Avenue. Suite 212. Orfolk, Virginia 23512 USA), se compró en forma de láminas, el intervalo de energía para el cual fue fabricada es de 15 keV- 8 MeV.

En la figura 2.2 se muestra el diseño del maniquí, que es el mismo para agua sólida y para PMMA.

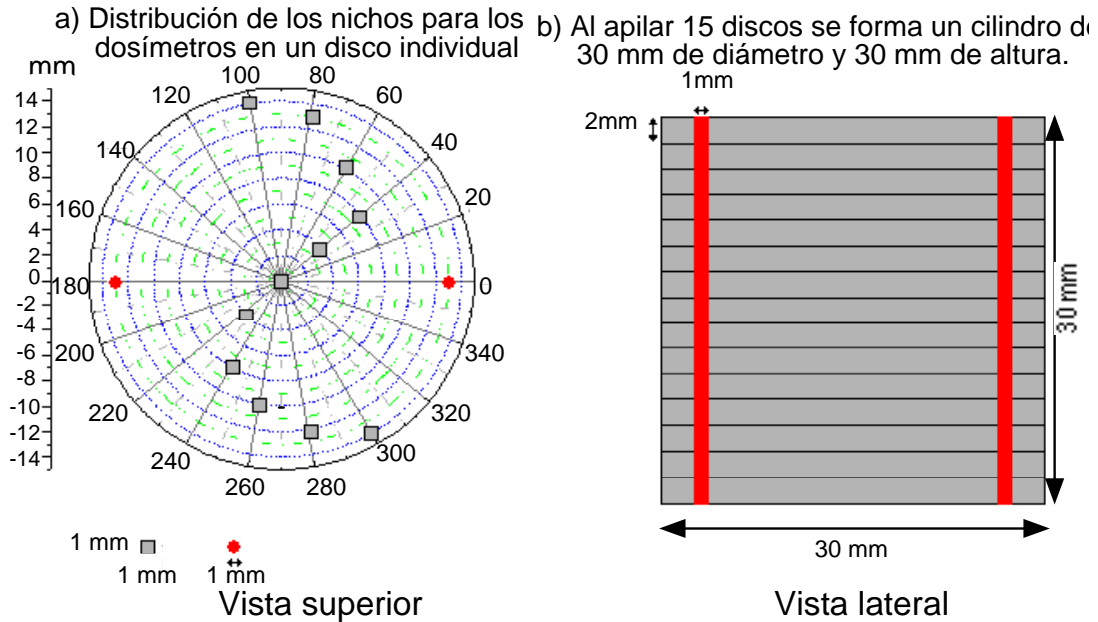


Figura 2.2. Diseño del maniquí para microCT. a) Distribución de los nichos para los dosímetros en un disco individual, b) Al apilar 15 discos se forma un cilindro de 3 cm de altura y 3 cm de diámetro.

El maniquí está formado por 15 discos de 2 mm de espesor cada uno, que al apilarse forman una estructura cilíndrica de 3 cm de diámetro y 3 cm de altura. En ocho de los discos hay nichos que se distribuyen como se muestra en la figura 2.2a, cada nicho cúbico es de 1 mm^3 . En los siete discos restantes sólo se encuentra un nicho cúbico en el centro. La distribución de los nichos es en forma de "S" para evitar, en lo posible, un apantallamiento de los dosímetros durante las medidas. La disposición de los dosímetros permite conocer la distribución radial de la dosis a diferentes alturas en el maniquí.

Los discos del maniquí se enumeran del I al XV para identificar la posición tridimensional (radial y en altura) de cada dosímetro en cada disco cuando se colocan para la dosimetría. Los maniquíes se construyeron en el taller mecánico del IFUNAM.

2.5 CALIBRACIÓN DE LOS DOSÍMETROS PARA DOS MATERIALES

2.5.1 Agua sólida

Para verificar que el tubo de rayos X proporcionaba una respuesta lineal como función de la corriente a un kVp constante, se hizo una calibración de la exposición como función de la corriente con la que se opera el tubo [Apéndice B: Tabla B.1 y Figura 3.2]. La exposición se midió con la cámara de ionización. La distancia entre la salida del tubo de rayos X y el centro de la cámara de ionización fue de 17.4 cm.

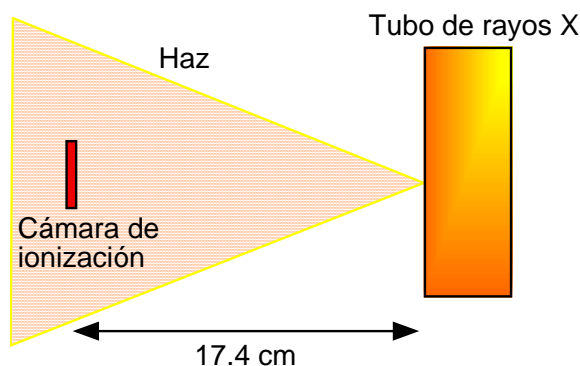


Figura 2.3 Arreglo experimental durante la irradiación de la cámara de ionización para obtener la curva de Exposición vs corriente.

Los dosímetros se calibraron colocando la cámara de ionización junto a uno de los discos (de PMMA o agua sólida) perpendiculares al haz. Se utilizaron 3 dosímetros por exposición cubriendo un intervalo de 0 hasta 85.2 R. Los parámetros de operación del tubo de rayos X fueron 40 kVp y 0.6 mA, y el tiempo de irradiación fue variable en un intervalo de 200 a 1000 s.

Se hizo un análisis cualitativo con película de tinte radiocrómico, para comprobar que la cámara, los discos (durante la calibración) y el maniquí estuvieran en el campo de vista del haz. Con este análisis cualitativo también se verificó que el haz fuera uniforme en la región de interés.

En la figura 2.4 se muestra el arreglo experimental. En la vista lateral (Fig 2.4a) no se observa la cámara de ionización ya que está detrás del disco que contiene 3 dosímetros. En la Fig 2.4b se observa que tanto la cámara de ionización así como disco con los dosímetros están expuestos al haz de radiación.

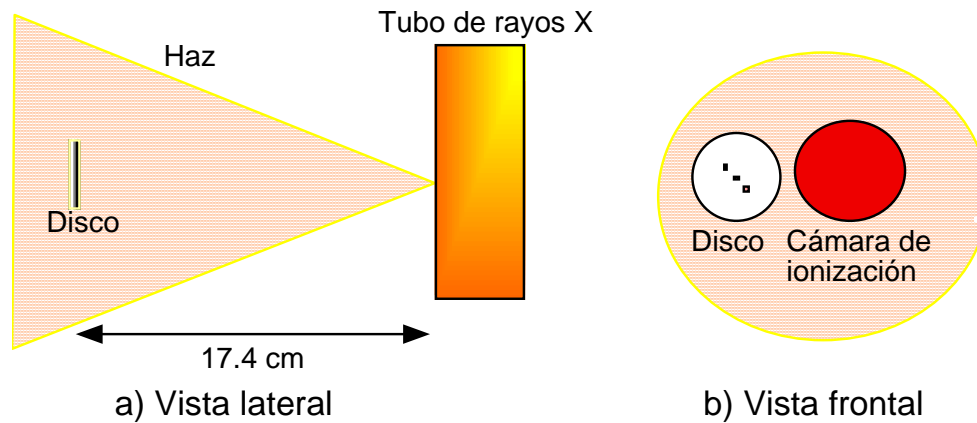


Fig 2.4 Arreglo experimental durante la calibración de los dosímetros como función de la exposición.

Los dosímetros fueron leídos utilizando el protocolo descrito en la sección 2.2.

2.5.2 Lucita (PMMA)

Con el propósito de asegurar que la calibración fuera adecuada para el material bajo estudio, se procedió a calibrar nuevamente el lote de dosímetros utilizando el maniquí de PMMA. De esta manera, cualquier dependencia con el material, fue tomada en cuenta. Se hizo una curva de calibración de la exposición como función de la corriente con la que se opera el tubo [Apéndice C: Tabla C.1 y Figura 3.6]. La exposición es medida con la cámara de ionización para mamografía, descrita anteriormente. La distancia entre la salida del tubo de rayos X y el centro de la cámara de ionización se mantuvo en 17.4 cm.

2.6 DOSIMETRÍA DEL microCT

2.6.1 Irradiación del maniquí de agua sólida

Luego de medir la exposición para diferentes valores de la corriente y comprobar la linealidad del tubo, se expusieron 95 dosímetros colocados en los discos del maniquí de manera que el eje del cilindro coincidiera con el eje de rotación, y éste coincidiera con la distancia de la cámara de ionización. Los parámetros de operación del tubo de rayos X fueron: 40 kVp, 0.6 mA, filtro de 1 mm de Al y el tiempo de irradiación fue variable en un intervalo de 200 a 1000 s.

Se colocaron los dosímetros en el maniquí de agua sólida apilando los discos como se muestra en la figura 2.2b, identificando siempre la posición de cada uno en cada disco, y éste sobre la base giratoria del microCT. El maniquí giró desde 0° hasta 360° continuamente, mientras el tubo de rayos X era operado, también continuamente, con una tasa de exposición de 86.4 mR/s. El tiempo total de irradiación fue de 796.7 s.

24 horas después de la irradiación de los dosímetros, se leyó la STL con el equipo Harshaw 3500 a una tasa de calentamiento de 10°C/s desde temperatura ambiente hasta 330°C. La STL medida se convirtió a exposición de acuerdo con la ecuación obtenida a partir de la gráfica de la STL como función de la exposición medida (Figura 3.3). Una vez obtenida la exposición para cada dosímetro, se hizo la conversión a dosis en aire y luego a dosis en agua, suponiendo siempre EPC, de acuerdo al procedimiento descrito en la sección 3.2.

2.6.2 Irradiación del maniquí de PMMA

Se colocaron los dosímetros en el maniquí de lucita, y éste sobre la base giratoria del microCT. El maniquí giró desde 0° hasta 360°, mientras el tubo de rayos X era operado a 40 kVp, 0.6 mA, con una tasa de exposición de 83.8 mR/s. El tiempo de irradiación total fue de 796.8 s.

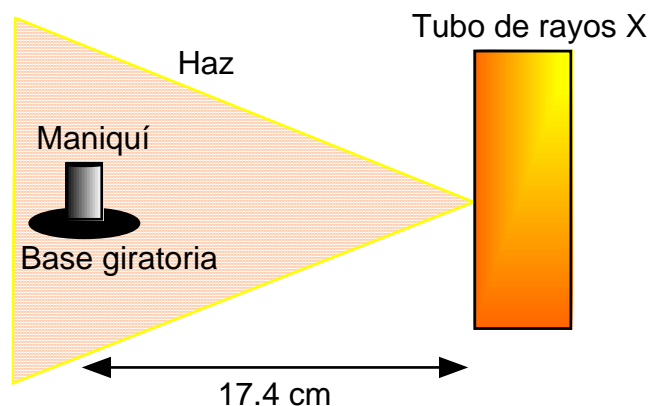


Figura 2.5 Arreglo experimental durante la irradiación del maniquí.

24 horas después de la irradiación de los dosímetros contenidos en el maniquí de lucita, se leyó la STL con el equipo Harshaw 3500 a una tasa de calentamiento de 10°C/s desde temperatura ambiente hasta 330°C. La STL se convirtió a exposición de acuerdo con la ecuación obtenida a partir de la gráfica de la STL como función de la exposición medida (Figura 3.7). Una vez obtenida la exposición para cada dosímetro, se hizo la conversión a dosis en aire y luego a dosis en PMMA, suponiendo siempre EPC, de acuerdo al procedimiento descrito en la sección 3.3.

La calibración de la STL vs exposición y la dosimetría se hicieron el mismo día para un mismo material, todos los dosímetros utilizados durante las irradiaciones para la calibración y con el maniquí se hornearon de acuerdo al protocolo descrito en la sección 2.2. En todos los casos se mantuvo la identidad de los dosímetros para poder aplicar los factores de calibración individual.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS

3.1 CALIBRACIÓN DE LOS TLD-100

Una vez aplicado el factor de calibración para cada microcubo, la dispersión de la STL del lote disminuyó considerablemente. Se tiene que la máxima incertidumbre relativa [Baird 1991] de la STL con respecto a la STL promedio del lote es igual al 33%, cuando no se ha aplicado el factor de corrección, después de aplicar el factor de corrección individual a cada dosímetro, la máxima incertidumbre relativa de la STL con respecto a la STL promedio es del 13% y la incertidumbre promedio es de 4%.

En la figura 3.1 se puede observar la dispersión de la STL antes y después de haber aplicado los factores de corrección individuales. Los datos se presentan en la tabla A.1 del apéndice A.

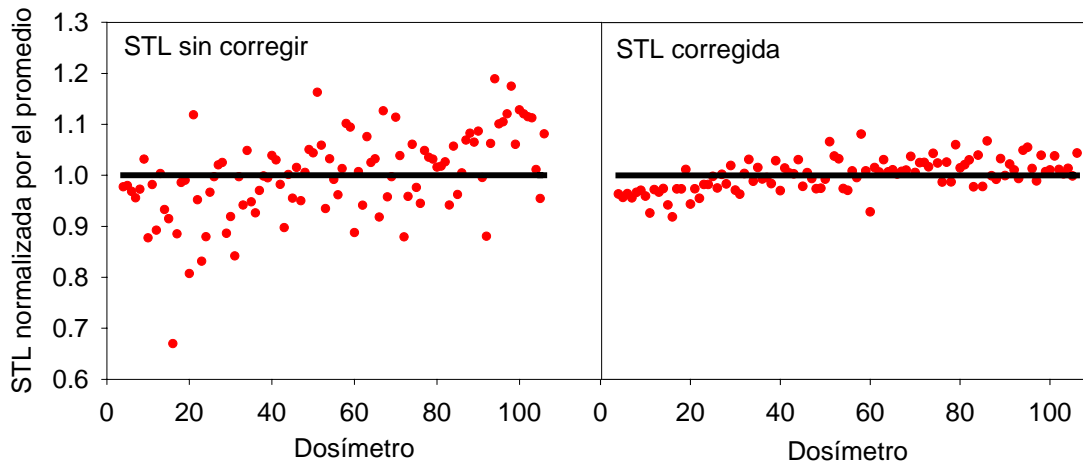


Figura 3.1 Valores de la STL antes y después de haber aplicado el factor de corrección.

3.2 CONVERSIÓN DE EXPOSICIÓN A DOSIS EN AGUA

Para obtener la dosis en el maniquí de agua, se hicieron medidas de la exposición con la cámara de ionización (CI) para mamografía, el primer paso fue variar la corriente del tubo de rayos X en intervalos de 0.1 mA, desde 0.1 hasta 1 mA. El tubo se operó a 40 kVp, 0.6 mA y se utilizó un filtro de 1 mm de Al a la salida del haz; la distancia entre el centro geométrico de la CI y la ventana de salida del tubo de rayos X fue de 17.4 cm.

La tabla 3.1 muestra los datos obtenidos para un tiempo de exposición constante de 3 s, mientras que la figura 3.2 muestra el mismo conjunto de datos en una gráfica.

Tabla 3.1 Datos de la exposición medida con la cámara de ionización para diferentes valores de la corriente del tubo de rayos X, con un voltaje de operación de 40 kVp y una distancia igual a 17.4 cm entre la ventana de salida del tubo y el centro geométrico de la CI.

Corriente (mA)	Exposición (mR)
0.1	44.2
0.2	86.5
0.3	129.1
0.4	170.4
0.5	212.7
0.6	255.6
0.7	299.5
0.8	342.0
0.9	385.0
1.0	428.0

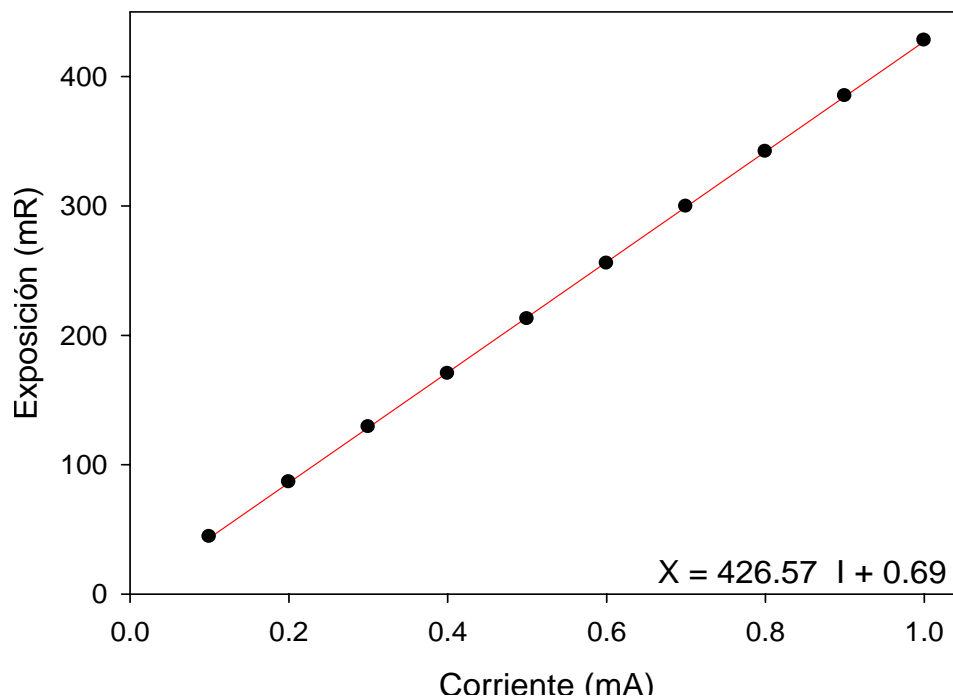


Figura 3.2 Exposición medida para diferentes valores de la corriente del tubo de rayos X, durante un tiempo de exposición de 3 s , a un voltaje de operación de 40 kVp, con un filtro de aluminio de 1 mm de espesor. La distancia entre la ventana del tubo y el centro de la CI fue de 17.4 cm.

Después de haber obtenido la curva de la exposición como función de la corriente, se fijó una corriente de 0.6 mA y se midió la STL para valores de la exposición conocidos para dosímetros colocados dentro de los nichos centrales en los discos perpendiculares al haz. Como se mencionó en la sección 2.4.1 los parámetros de operación del tubo fueron de 0.6 mA y 40 kVp, se varió el tiempo de irradiación para tener distintos valores de la exposición, mostrados en la tabla 3. 2. La figura 3.3 muestra los mismos datos en una gráfica, las barras de incertidumbre corresponden a la desviación estándar de la STL.

Los discos se colocaron en posición vertical durante la irradiación.

Tabla 3. 2 Señal termoluminiscente obtenida para diferentes valores de la exposición, con parámetros del tubo de 40 kVp, 0.6 mA y tiempo variable (DESTL es la desviación estándar de la STL). La distancia entre la ventana de salida del tubo de rayos X y los dosímetros fue de 17.4 cm.

X (mR)	STL (nC)	DESTL(nC)
0	0.2	0.1
17040	193.0	1.2
34080	386.1	9.4
51120	590.5	33.7
68160	830.9	41.1
85200	974.4	15.7

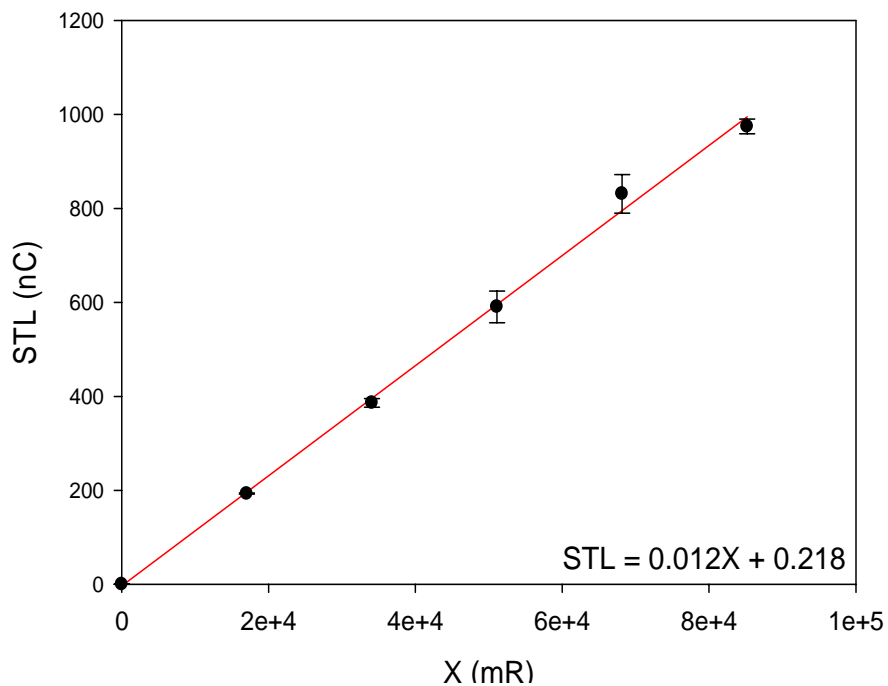


Figura 3.3 Señal termoluminiscente como función de la exposición, las barras de incertidumbre corresponden a una desviación estándar.

La curva de calibración de los dosímetros mostrada en la figura 3.3, muestra la señal termoluminiscente como función de la exposición de acuerdo con la siguiente relación:

$$STL = 0.012 X + 0.218 \quad 3.1$$

en donde STL está dada en nC y X está dada en mR. Como puede observarse existe una relación lineal en el intervalo de exposición utilizado.

Se sabe que la relación entre la dosis impartida en aire y la exposición, bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada es [Attix 1986]:

$$D_{\text{aire}} = (K_c)_{\text{aire}} = \left(33.97 \frac{\text{J}}{\text{C}} \right) X \quad 3.2$$

En donde K_c es el kerma de colisión en aire.

La relación anterior debe manejarse con cuidado, ya que para que la dosis en aire tenga unidades de $\frac{\text{J}}{\text{kg}}$, la exposición debe expresarse en $\frac{\text{C}}{\text{kg}}$

$$\Rightarrow D_{\text{aire}} = 33.97 \left(\frac{\text{J}}{\text{C}} \right) * X (\text{R}) * 2.58 \times 10^{-4} \left(\frac{\text{C}}{\text{kg}} \cdot \frac{1}{\text{R}} \right) \quad 3.3$$

$$D_{\text{aire}} = 8.7643 \times 10^{-3} X \quad 3.4$$

Para convertir la dosis en aire en Gy a dosis en otro material, también en Gy, bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada se aplica la relación [Attix 1986]:

$$\frac{D_{\text{aire}}}{D_{\text{material}}} \stackrel{\text{EPC}}{=} \frac{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{aire}}}{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{material}}} \quad 3.5$$

La energía promedio del haz de Goertzen es de 24.5 keV [Goertzen 2003], y la similitud entre los haces permite utilizarla para calcular los coeficientes másicos de absorción de energía.

Para esta energía promedio, el valor del coeficiente másico de absorción de energía para agua entre el coeficiente másico de absorción de energía para aire es:

$$\frac{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua}}}{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{aire}}} = 1.013 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$

Este valor para 24.5 keV fue obtenido a partir de las tablas del NIST [ICRU 1989]. e interpolando linealmente sobre el logaritmo de los datos (tanto en energía como en μ_{en}/ρ) y tomando posteriormente el antilogaritmo.

Por lo que la conversión de D_{aire} a D_{agua} (despejando de la ecuación 3.5) es igual a:

$$D_{\text{agua}} = D_{\text{aire}} * 1.013 \quad 3.6$$

En donde D_{aire} está en $\frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gy}$, y X en R.

Sustituyendo 3.4 en 3.6 se tiene:

$$D_{\text{agua}} = 8.7643 \times 10^{-3} X * 1.013 = 88.8 \times 10^{-3} X \quad 3.7$$

En donde D_{agua} está en Gy, X está en R y el factor 88.8×10^{-3} tiene unidades de $\frac{\text{Gy}(\text{agua})}{\text{R}}$

3.3 DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA DOSIS EN EL MANIQUÍ DE AGUA SÓLIDA.

Los datos obtenidos durante la dosimetría del microCT en un maniquí de agua sólida se listan detalladamente en el apéndice B, tabla B.1. Para cada dosímetro se muestra su identificación, distancia radial, señal TL y dosis en agua. En la figura 3.4 se muestra la distribución espacial de la dosis en el maniquí de agua sólida para cada disco, como función de la distancia radial. Los valores que se muestran en dosis ya incorporan la transformación de la exposición a dosis en agua, como se describió en la sección 3.2.

Se observa que la distribución espacial en cada disco del maniquí tiene el mismo comportamiento a lo largo del eje z. La dosis es mayor en las orillas y va disminuyendo radialmente hacia el centro, como es de suponerse, debido a la atenuación del haz.

Las distribuciones de dosis parecieran tener poca dependencia con la distancia axial (a lo largo del eje de rotación). Una comparación cuantitativa es difícil de realizar debido a que se tienen fluctuaciones en los datos (sólo hay un dosímetro para cada posición).

Las diferencias en los discos individuales entre las dosis máxima (en las orillas) y mínima (en el centro) pueden ser de hasta el 34%, indicando la gran importancia que puede tener el endurecimiento y la atenuación del haz en espesores de agua sólida tan pequeños como 1.5 cm.

Los datos de la figura 3.4 se promediaron para todos los discos de agua sólida para cada posición radial, y se muestran en la figura 3.5. Se puede observar que la distribución de la dosis sigue el mismo comportamiento, es decir, es mayor en

las orillas ya va disminuyendo radialmente hacia el centro. La incertidumbre corresponde a la desviación estándar para cada distancia radial.

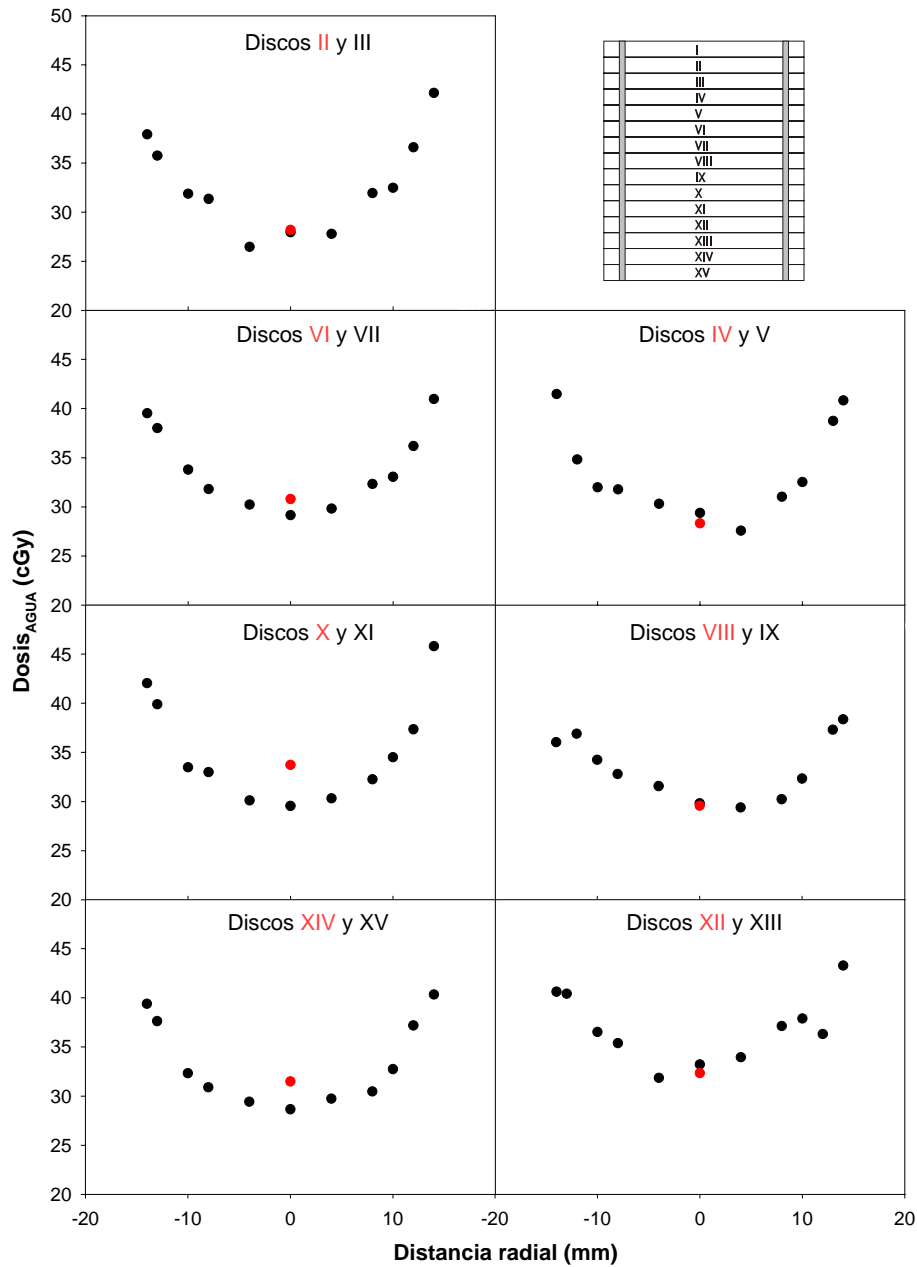


Figura 3.4 Distribución radial de dosis en agua sólida como función de la altura en el maniquí. El tubo de rayos X fue operado a 40 kVp, 0.6 mA, 1 mm Al. La irradiación se realizó durante 797 s equivalente a una exposición total de 68.8 R, cubriendo un ángulo de 360°. La máxima incertidumbre de la STL es de 13% (no se muestra en la gráfica).

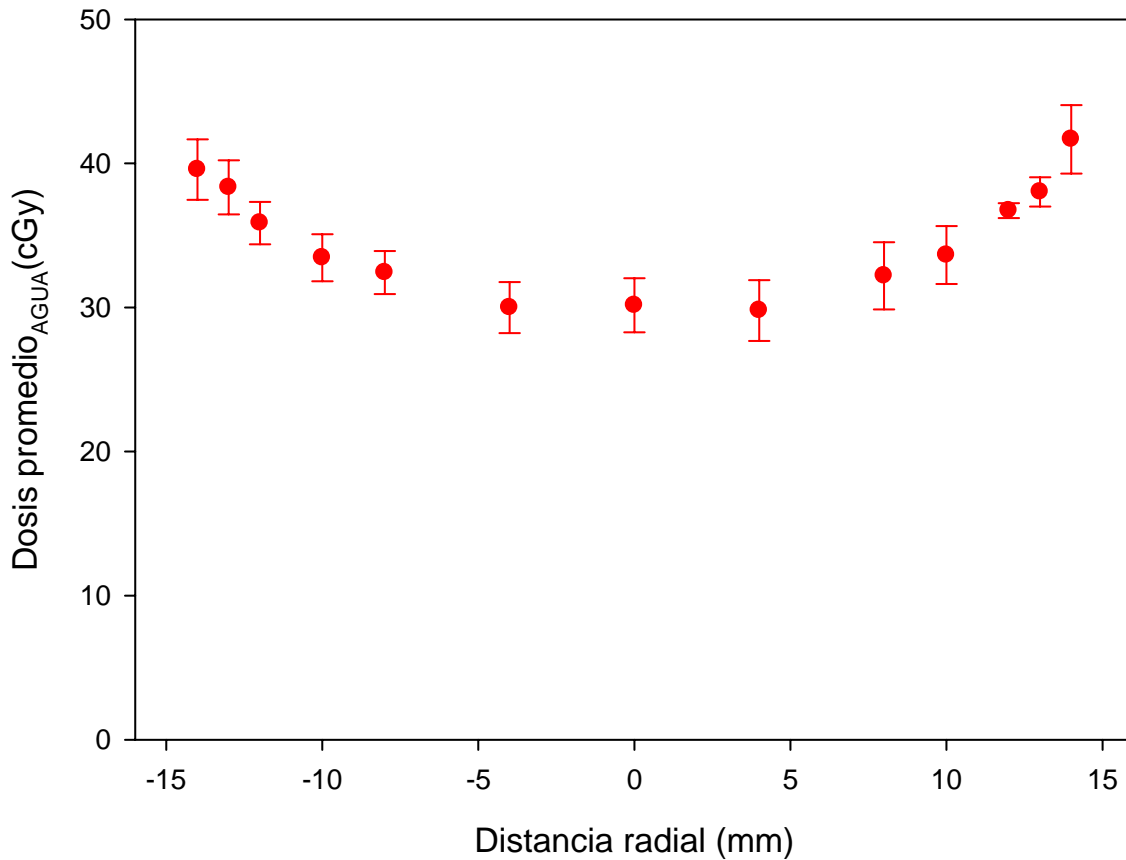


Figura 3.5 Distribución radial de dosis promedio en un maniquí de agua sólida, la incertidumbre corresponde a una desviación estándar de la STL.

3.4 CONVERSIÓN DE EXPOSICIÓN A DOSIS EN PMMA

Para obtener la dosis en el maniquí de PMMA, primero se hicieron medidas de la exposición con la cámara para mamografía, se varió la corriente del tubo de rayos X en intervalos de 0.1 mA, desde 0.1 hasta 1 mA. El voltaje de operación del tubo fue de 40 kVp, la corriente de 0.6 mA, se utilizó un filtro de aluminio a la salida del haz y la distancia entre el eje central del maniquí y la ventana de salida del tubo de rayos X fue de 17.4 cm. La tabla 3.4 muestra los datos obtenidos para un tiempo de exposición de 3 s.

Tabla 3.4 Datos de la exposición medida con la cámara de ionización para diferentes valores de operación de la corriente del tubo de rayos X.

Corriente (mA)	Exposición (mR)
0.1	43.4
0.2	85.2
0.3	126.9
0.4	167.8
0.5	209.3
0.6	251.4
0.7	293.6
0.8	336
0.9	378
1	420

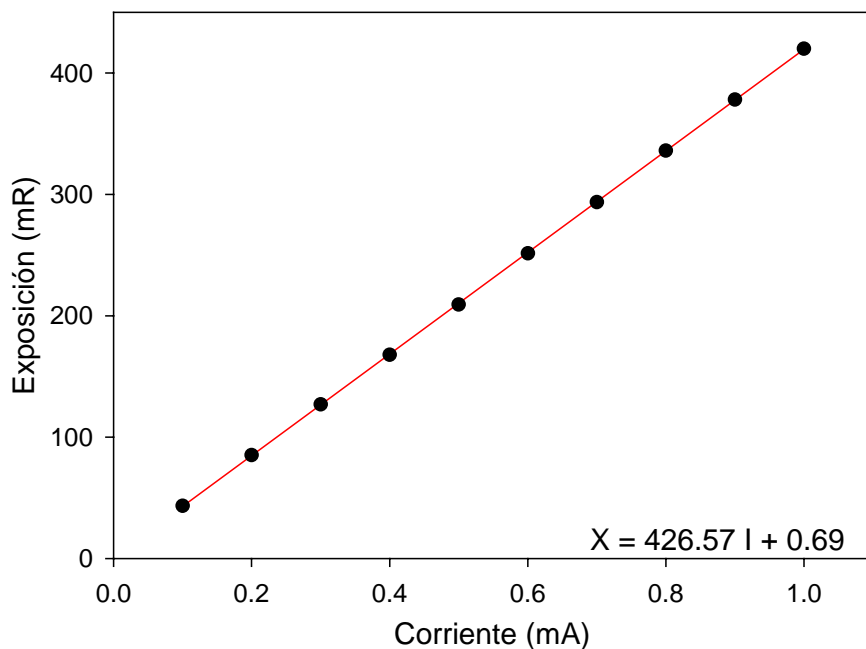


Figura 3.6 Exposición medida para diferentes valores de la corriente del tubo de rayos X, durante un tiempo de exposición de 3 s.

Luego de haber obtenido la curva de calibración de la exposición como función de la corriente se midió la STL para valores de la exposición conocidos. Los parámetros de operación del tubo fueron de 0.6 mA y 40 kVp, se varió el tiempo de irradiación para tener distintos valores de la exposición, los datos se muestran en la tabla 3.5. La figura 3.7 muestra los mismos datos.

Tabla 3.5 Señal termoluminiscente obtenida para diferentes valores de la exposición (DESTL es la desviación estándar de la STL).

X (mR)	STL (nC)	DESTL(nC)
0	0.5	0.7
16760	172.2	6.2
33520	330.0	5.1
50280	545.8	6.0
67040	754.5	23.8
83800	819.9	110.3

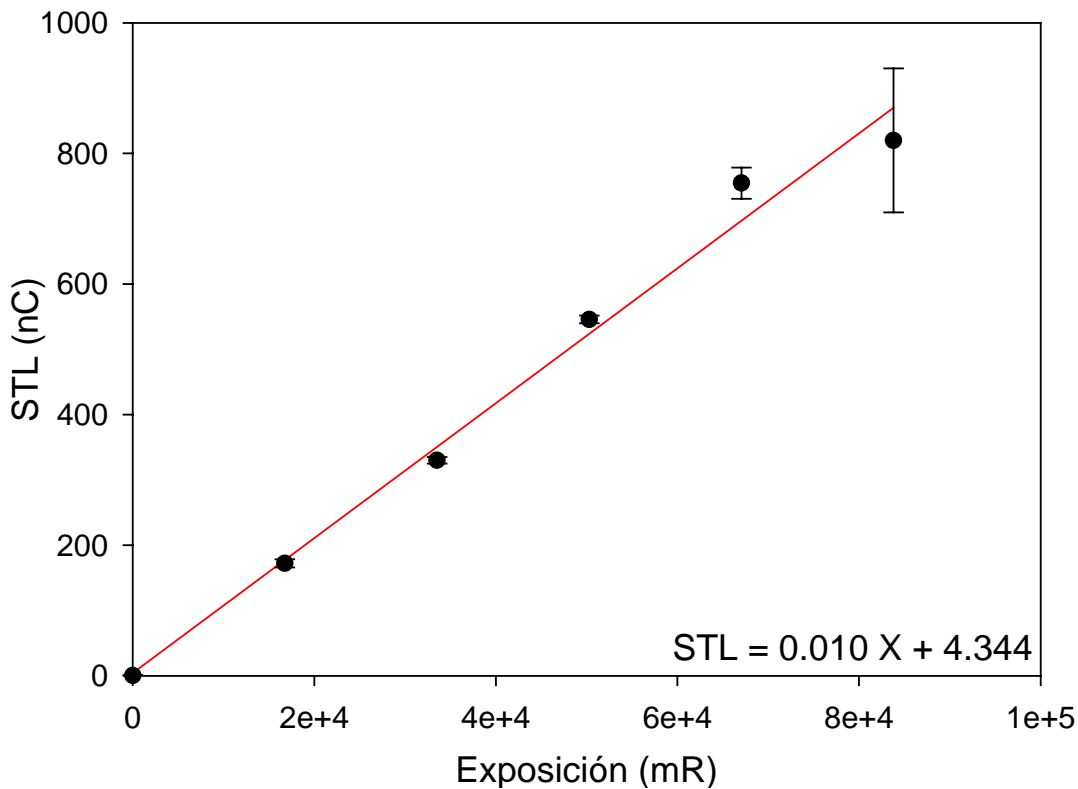


Figura 3.7 Señal termoluminiscente como función de la exposición, la incertidumbre corresponde a una desviación estándar de la STL.

La curva de calibración de los dosímetros mostrada en la figura 3.7, muestra la señal termoluminiscente como función de la exposición de acuerdo a la siguiente relación:

$$STL = 0.010 X + 4.344$$

3.8

en donde STL está dada en nC y X está dada en mR. Las incertidumbres corresponden a una desviación estándar de la STL.

Utilizando la ecuación 3.4 se obtiene la dosis en aire en Gy, suponiendo EPC [Attix 1986].

La calibración de la STL vs exposición y la dosimetría se hicieron el mismo día para un mismo material, al igual que para el maniquí de agua.

Utilizando la energía promedio de 24.5 keV [Goertzen 2003], se tiene que el valor del coeficiente másico de absorción de energía para pmma entre el valor del coeficiente másico de absorción de energía para aire es:

$$\frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{pmma}}}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{aire}}} = 0.618 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$

Este valor para 24.5 keV fue obtenido a partir de las tablas del NIST [ICRU 1989], e interpolando linealmente sobre el logaritmo de los datos (tanto en energía como en μ_{en}/ρ) y tomando posteriormente el antilogaritmo.

Por lo que la conversión de D_{aire} a D_{pmma} (despejando de la ecuación 3.5) es igual a:

$$D_{\text{pmma}} = D_{\text{aire}} * 0.618 \tag{3.9}$$

En donde D_{aire} está en $\frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gy}$, y X en R.

Sustituyendo 3.4 en 3.9 se tiene:

$$D_{\text{pmma}} = 8.7643 \times 10^{-3} X * 0.618 = 54.2 \times 10^{-3} X \tag{3.10}$$

En donde D_{pmma} está en Gy, X está en R y el factor 54.2×10^{-3} tiene unidades de $\frac{\text{Gy}(\text{agua})}{\text{R}}$

3.5 DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA DOSIS EN EL MANIQUÍ DE PMMA.

En la figura 3.8 se muestra la distribución espacial de la dosis en el maniquí de PMMA para cada disco, como función de la distancia radial. Los valores que se muestran en dosis ya incorporan la transformación de la exposición a dosis en PMMA, como se describió en la sección 3.4.

Los datos obtenidos durante la dosimetría del microCT en un maniquí de PMMA se listan detalladamente en el apéndice C, tabla C. 1. Para cada dosímetro se muestra su identificación, distancia radial, señal TL y dosis en PMMA.

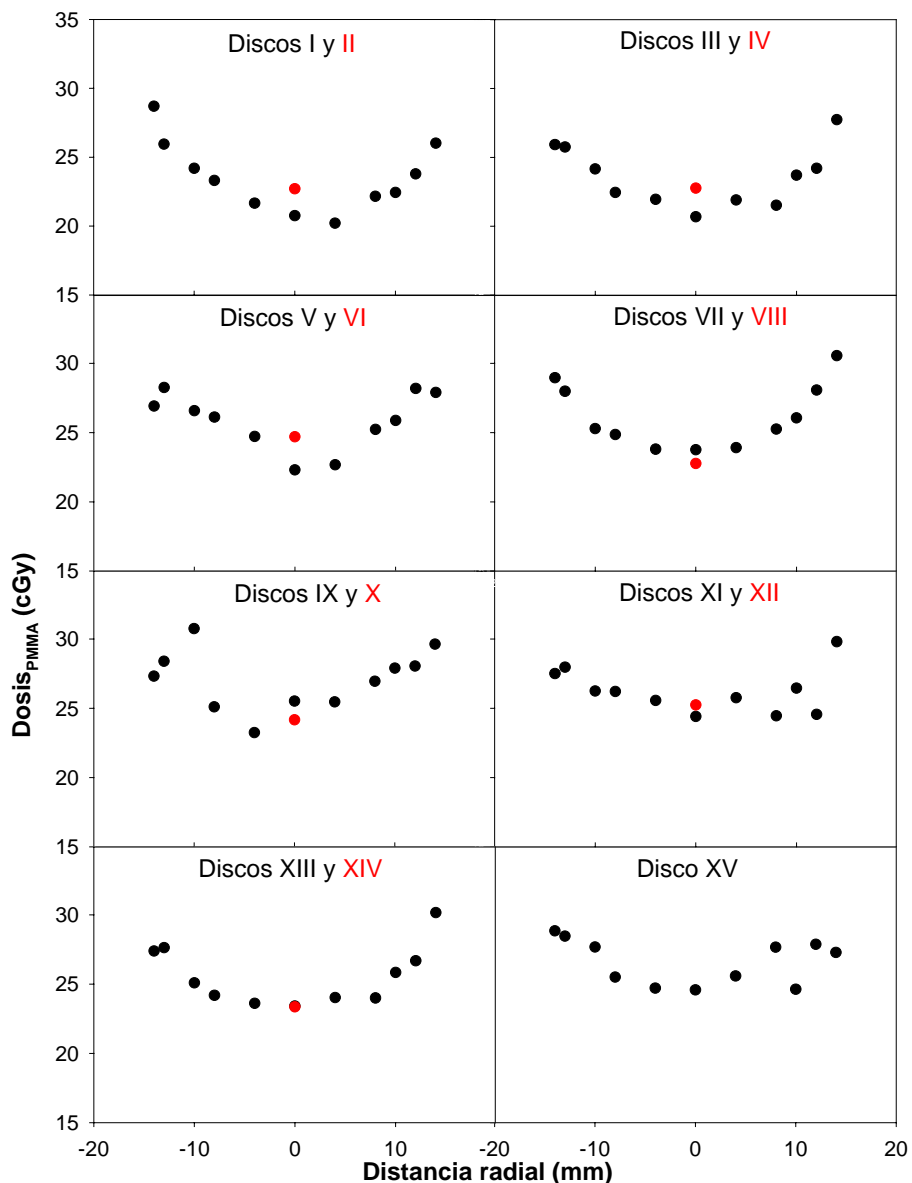


Figura 3.8 Distribución espacial de la dosis en PMMA como función de la altura en el maniquí. El tubo de rayos X fue operado a 40 kVp, 0.6 mA, 1 mm Al. La irradiación se realizó durante 797 s cubriendo un ángulo de 360°. La máxima incertidumbre en la STL es del 13% (no se grafica).

Se observa que la distribución espacial en cada disco del maniquí tiene el mismo comportamiento a lo largo del eje z. La dosis es mayor en las orillas y va disminuyendo radialmente hacia el centro, como es de esperarse, debido a la atenuación del haz.

Las diferencias en los discos individuales entre las dosis máxima (en las orillas) y mínima (en el centro) pueden ser de hasta el 28%, indicando la gran importancia que puede tener el endurecimiento y la atenuación del haz en espesores de pmma tan pequeños como 1.5 cm.

Siguiendo el mismo procedimiento de la sección 3.3 los datos de la figura 3.8 se promediaron para todos los discos de agua sólida para cada posición radial, y se muestran en la figura 3.9. Se puede observar que la distribución de la dosis sigue el mismo comportamiento que con el maniquí de agua, es decir, es mayor en las orillas y va disminuyendo radialmente hacia el centro. La incertidumbre corresponde a una desviación estándar de la STL para cada distancia radial.

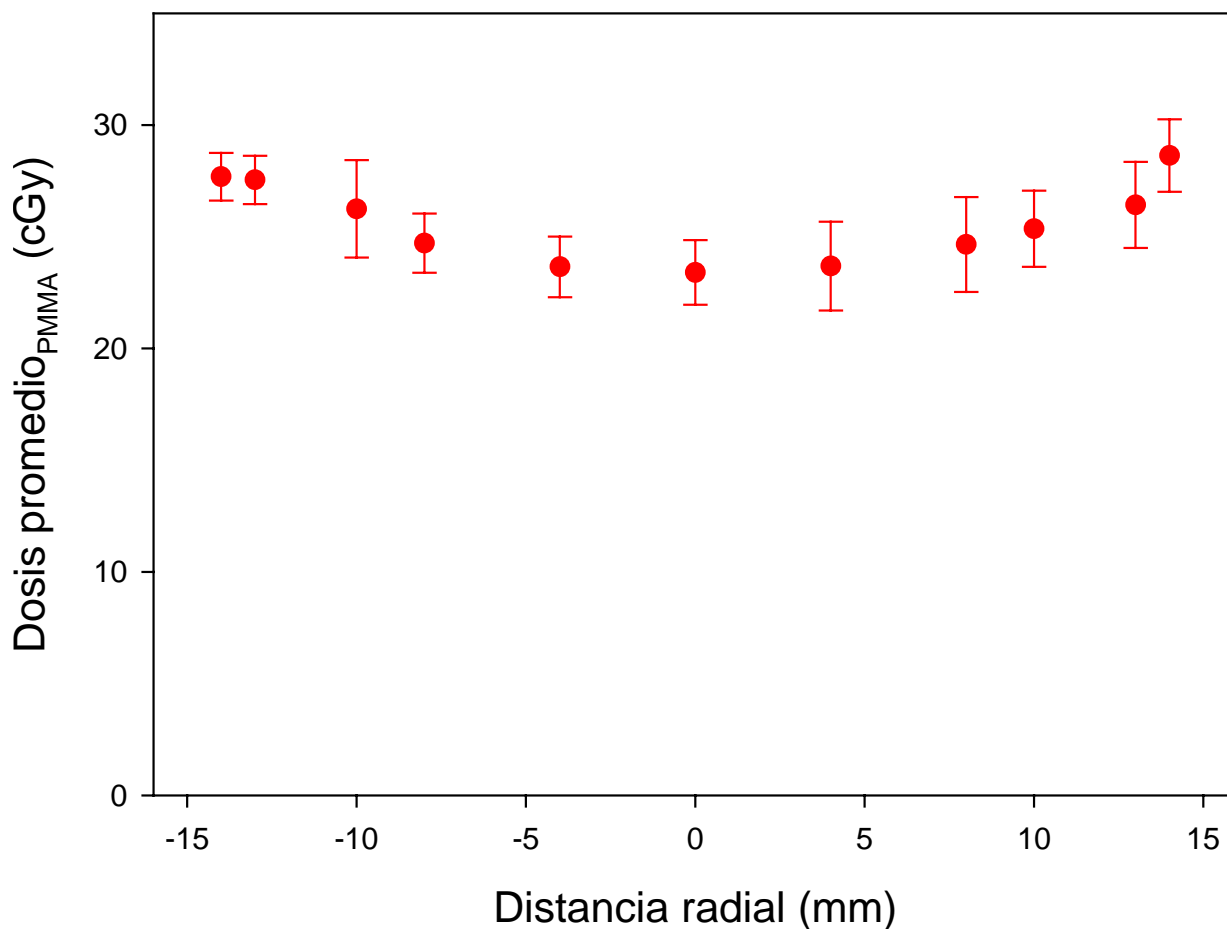


Figura 3.9 Distribución radial de dosis promedio en un maniquí de PMMA, la incertidumbre corresponde a una desviación estándar de la STL.

3.6 COMPARACIÓN DEL EXPERIMENTO CON UNA SIMULACIÓN MONTE CARLO

Los datos experimentales obtenidos en este trabajo se compararon con los resultados de una simulación Monte Carlo de un sistema de microtomografía [Martínez-Dávalos et al. 2006].

La simulación se realizó con el código PENELOPE, Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons [Baró et al. 1995], el cual simula el transporte de electrones y fotones en cualquier elemento, medio o compuesto. Las energías

que se consideran en PENELOPE para el transporte de electrones y fotones cubre el intervalo de algunos cientos de eV hasta alrededor de 1 GeV.

La geometría de la simulación consideró una fuente puntual isotrópica (con un ángulo de apertura de 18°) incidiendo sobre el objeto. El haz se consideró polienergético, proveniente de un tubo de rayos X operando a 40 kVp, filtrado con 1 mm de Al [Goertzen 2003] (ver figura 1.5).

El objeto se consideró un cilindro de 6 cm de altura y 3 cm de diámetro (de agua líquida o de PMMA), sobre el cual se calculó la energía depositada. La energía de corte para el transporte de fotones y electrones fue de 5 keV y 1 keV, respectivamente.

El registro de la energía depositada en el maniquí se hizo considerando un arreglo de 41×41×71 voxeles, todos los cálculos se realizaron con 5×10^6 historias por proyección y 40 proyecciones, con el objeto girando desde 0° hasta 360°.

El archivo de salida de la simulación proporciona la energía depositada (E_{dep}) en el maniquí por voxel, en un arreglo de 41×41×71 voxeles, los cuales fueron considerados cúbicos de 1 mm de lado. Para convertir la E_{dep} a dosis hay que calcular la masa contenida en un voxel para cada material:

$$1 \text{ voxel} = (1 \times 10^{-3})^3 \text{ m}^3 = 1 \times 10^{-9} \text{ m}^3$$

$$\rho_{\text{agua}} = 1 \times 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} ; \quad \rho_{\text{lucita}} = 1.19 \times 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

$$\Rightarrow$$

$$m_{\text{agua}} = \rho_{\text{agua}} * \text{volumen de 1 voxel} = 1 \times 10^{-6} \text{ kg} \quad ^1$$

$$m_{\text{pmma}} = \rho_{\text{pmma}} * \text{volumen de 1 voxel} = 1.19 \times 10^{-6} \text{ kg}$$

Como la dosis es energía depositada por unidad de masa, es necesario dividir cada E_{dep} del archivo de salida entre la masa de 1 voxel. La E_{dep} del archivo de salida está dada en eV, entonces hay que convertirla a J ($1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J}$) para tener dosis en $\frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gy}$ [Attix 1986].

Los factores de conversión de E_{dep} en eV a Dosis en Gy, así como las masas por voxel para cada material se muestran en la tabla 3.7.

¹ [Baró et al. 1995]

Tabla 3.7 Factores de conversión para los resultados de la simulación.

Material	Masa de 1 voxel de 1 mm ³ (kg)	Factor de conversión de E _{dep} en eV por voxel a dosis en Gy
Agua	1×10^{-6}	1.60×10^{-13}
PMMA	1.19×10^{-6}	1.35×10^{-13}

En las figuras 3.10 y 3.11 se muestra la distribución espacial de la dosis obtenida con la simulación Monte Carlo [Martínez-Dávalos et al. 2006], tanto para agua como para PMMA.

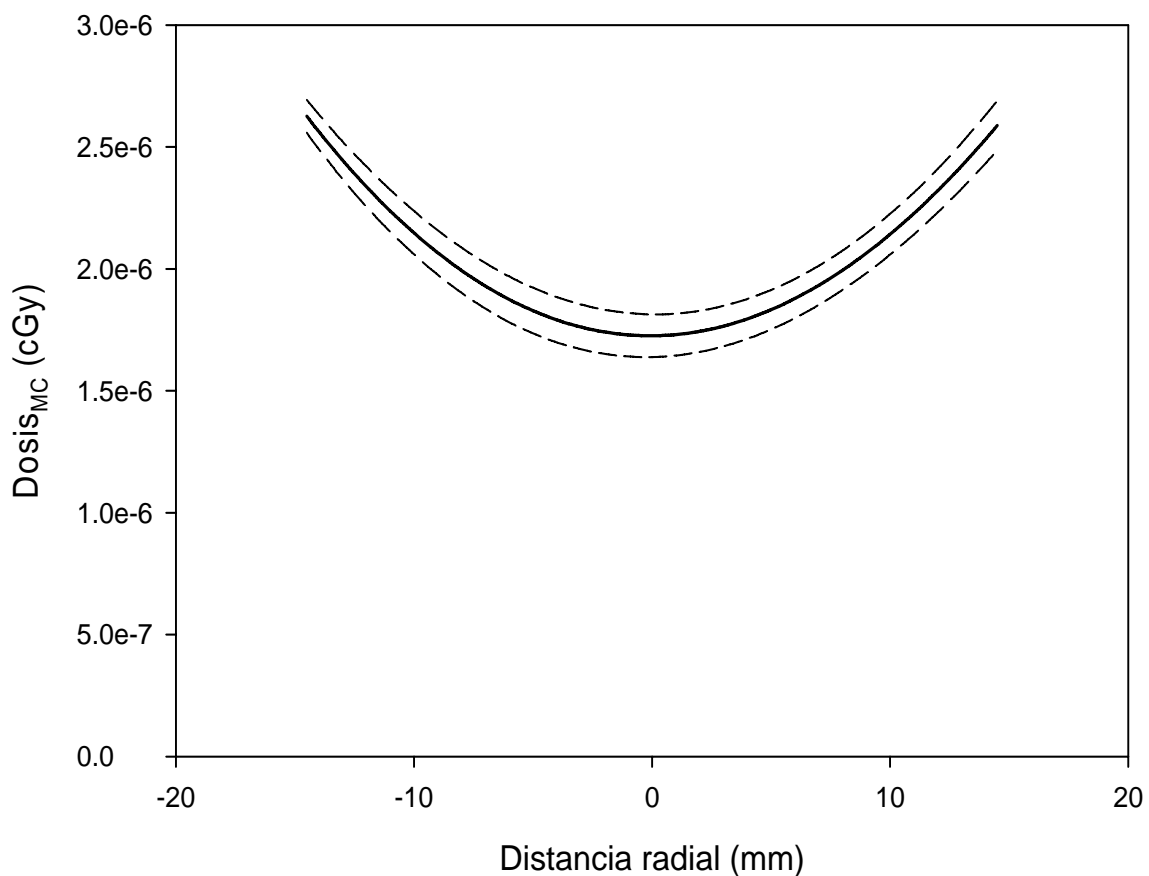


Figura 3.10. Distribución radial de dosis obtenida con la simulación Monte Carlo utilizando un espectro de 40 kVp filtrado con 1 mm de Al, un maniquí de **agua**, 5×10^6 historias y 40 proyecciones. Se muestra sólo la distribución a lo largo de un perfil en el centro del maniquí. Las líneas punteadas indican la incertidumbre de los cálculos en la simulación.

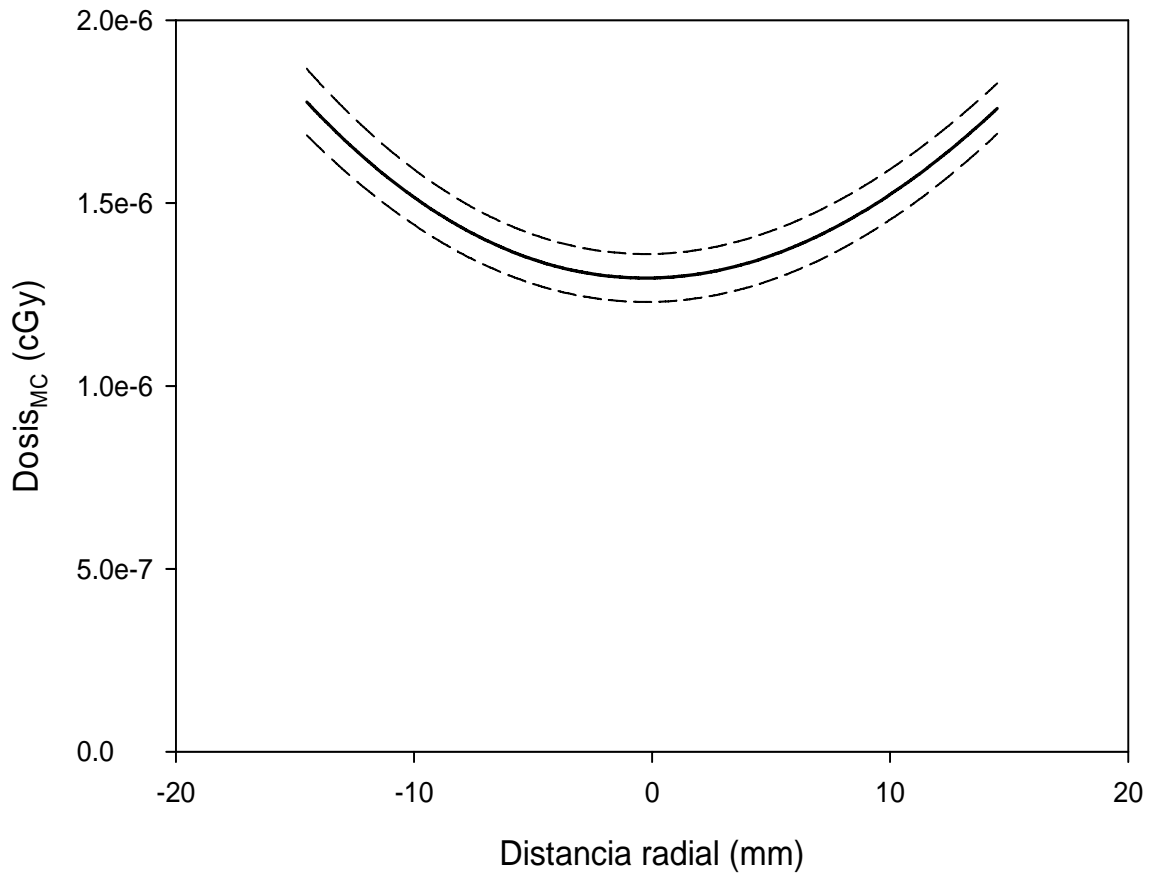


Figura 3.11. Distribución radial de dosis obtenida con la simulación Monte Carlo utilizando un espectro de 40 kVp filtrado con 1 mm de Al, un maniquí de **PMMA**, 5×10^6 historias y 40 proyecciones. Se muestra sólo la distribución a lo largo de un perfil en el centro del maniquí. Las líneas punteadas indican la incertidumbre de los cálculos en la simulación.

Para poder hacer una comparación entre los resultados de la simulación Monte Carlo y los resultados experimentales es necesario usar un factor de normalización para las distribuciones de dosis. Este factor se calculó como el cociente entre la exposición total producida por los fotones durante la irradiación y la exposición en la simulación Monte Carlo. De esta manera, si N es el factor de normalización, entonces:

$$N = \frac{X_{\text{experimento}}}{X_{\text{MC}}} \quad 3.11$$

La exposición de la simulación se calculó a partir del espectro de fotones (Figura 1.5) y la fluencia en el plano del objeto (al centro del maniquí cilíndrico).

La relación entre fluencia y exposición para un haz de fotones monoenergético es relativamente simple [Johns y Cunninham 1983]. Se sabe que la energía

absorbida por una pequeña masa de aire irradiada por un haz ancho monoenergético está dada por:

$$\Psi \left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu} \quad 3.12$$

En donde: Ψ es la fluencia en energía (dada por el producto de Φ , la fluencia de fotones, y $h\nu$ la energía del haz incidente)

$\left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu}$ es el coeficiente másico de absorción de energía del aire para la energía $h\nu$

Por otro lado, por definición, 1 roentgen corresponde a una energía absorbida en aire de 0.00873 J/kg por lo que, una exposición de X roentgens produciría una energía depositada en aire de:

$$\Psi \left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu} = \left(0.00873 \frac{\text{J}}{\text{kg R}} \right) X \quad 3.13$$

De esta manera, la relación entre fluencia en energía y exposición está dada a través de:

$$\frac{\Psi}{X} = \frac{0.00873}{\left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu}} \quad \left[\frac{\text{J kg}^{-1} \text{R}^{-1}}{\text{m}^2 \text{kg}^{-1}} \right] \quad 3.14$$

Si $\left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu}$ está dado en $\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$ entonces la fluencia en energía está dada en $[\text{Jm}^{-2}]$. Utilizando la relación anterior es posible saber la exposición producida por un haz de fotones monoenergético con una fluencia en energía dada, es decir:

$$X = \frac{1}{0.00873} \left(\frac{\mu_{\text{abs}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}^{h\nu} \Psi \quad \left[\frac{\text{kg R}}{\text{J}} \frac{\text{m}^2}{\text{kg}} \frac{\text{J}}{\text{m}^2} \right] \quad 3.15$$

Para un haz polienergético, la relación anterior sigue aplicando, simplemente se tendría que hacer el cálculo de la contribución a la exposición para cada elemento de energía en el haz, y hacer una suma, es decir:

$$X_{\text{total}} = \sum X_k = \sum_k \frac{\Psi_k(E)}{0.00873 \frac{\text{J}}{\text{kg R}}} \left(\frac{\mu_{\text{abs}}(E)}{\rho}_{\text{aire}} \right)^k \quad 3.16$$

$$\text{Si } c_k = \left(\frac{\mu_{\text{abs}}(E)}{\rho}_{\text{aire}} \right)^k \frac{1}{0.00873} \quad \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}} \frac{\text{kg R}}{\text{J}} = \frac{\text{m}^2 \text{ R}}{\text{J}} \right] \quad 3.17$$

$$\text{entonces: } X_{\text{total}} = \sum_k c_k(E) \Psi_k(E) \quad \left[\frac{\text{m}^2 \text{ R}}{\text{J}} \frac{\text{J}}{\text{m}^2} = \text{R} \right] \quad 3.18$$

La fluencia en energía de la simulación Monte Carlo se puede conocer sabiendo que se utilizaron 40 proyecciones y que en cada proyección se simularon 5×10^6 historias.

A partir de la geometría usada en la simulación, se sabe que el área irradiada en el plano que pasa por el centro del maniquí fue de $1.005 \times 10^{-2} \text{ m}^2$. [Martínez-Dávalos et al. 2006]

A partir de los factores de conversión de fluencia a exposición listados por Johns y Cunninham (1986) en el apéndice A-2b y el espectro de fotones producido por un tubo de rayos X operando a 40 kVp y 1 mm de Al (Figura 1.5), se calcularon los siguientes factores de normalización.

Tabla 3.8 Factores de normalización de la dosis obtenida con la simulación MC, la exposición medida y la exposición calculada con la simulación.

Material	Exposición medida (R)	Exposición calculada para la simulación MC (R)	Factor de normalización
Agua	68.8	4.019×10^{-4}	1.71×10^5
PMMA	66.8	4.019×10^{-4}	1.66×10^5

3.6.1 Comparación de las medidas experimentales y la simulación Monte Carlo para agua.

En la figura 3.12 se muestran las distribuciones de dosis obtenidas experimentalmente (símbolos) y con la simulación MC (líneas) para agua, se observa que la mayoría de las medidas experimentales caen dentro del intervalo de confianza de la simulación Monte Carlo, delimitado por las líneas discontinuas.

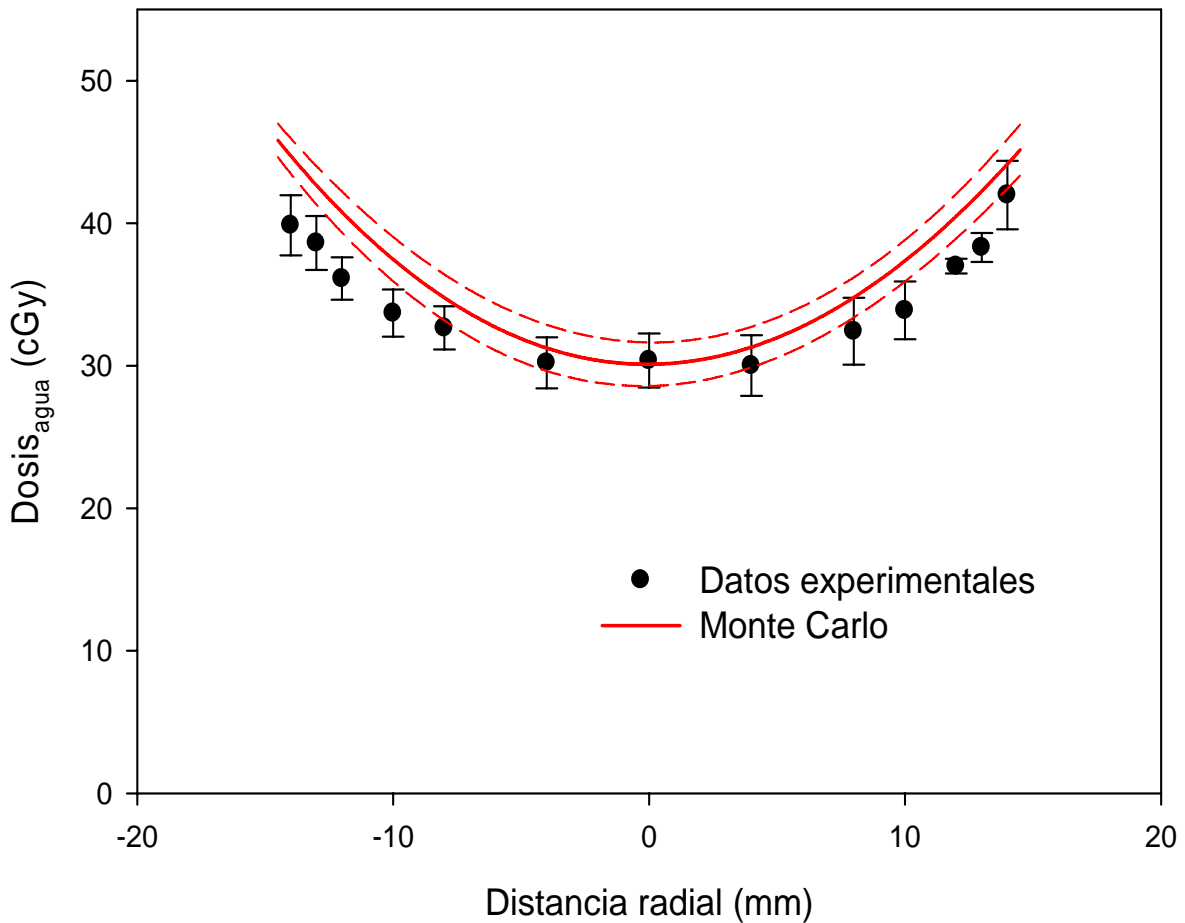


Figura 3.12 Comparación de los datos experimentales (agua) con la simulación Monte Carlo.

3.6.2 Comparación de las medidas experimentales y la simulación Monte Carlo para PMMA.

En la figura 3.13 se muestran las distribuciones de dosis obtenidas experimentalmente (símbolos) y con la simulación MC (líneas) para PMMA, se observa que la mayoría de las medidas experimentales intersectan el intervalo de confianza de la simulación Monte Carlo, delimitado por las líneas discontinuas.

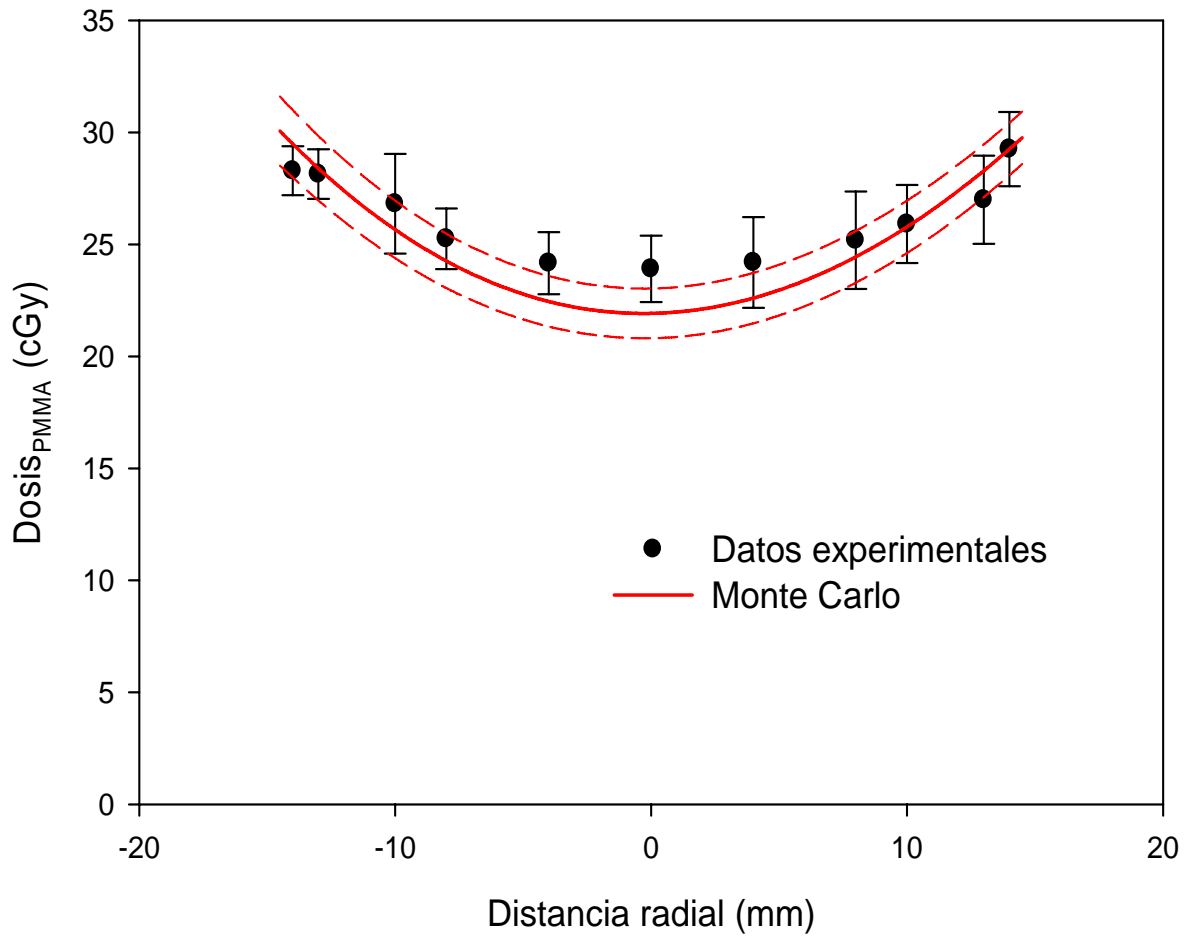


Figura 3.13 Comparación de los datos experimentales (PMMA) con la simulación Monte Carlo.

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS Y CONCLUSIONES

4.1 CALIBRACIÓN DE LOS DOSÍMETROS

La dispersión de la STL para la dosis de referencia utilizada en este trabajo (23 cGy producidos por partículas β de una fuente de ^{90}Sr - ^{90}Y) disminuye considerablemente al aplicar el factor de corrección individual para cada dosímetro, por lo que es necesario calcular los factores de corrección de los dosímetros TL que se vayan a utilizar al iniciar las medidas de algún experimento y mejorar la precisión de las mismas.

Los factores de corrección obtenidos se utilizan en cada medición de la STL, ya sea para hacer una dosimetría o para una calibración del haz de radiación.

4.2 DOSIMETRÍA

Las figuras 3.2 y 3.6 muestran un comportamiento lineal entre la exposición producida por el tubo de rayos X y la corriente de operación, al igual que las figuras 3.3 y 3.7 (entre la señal TL y la exposición medida), por lo que se pueden obtener tanto la exposición como función de la corriente y la STL como función de la exposición de manera confiable, para agua y para PMMA, aplicando las relaciones obtenidas en cada gráfica. La linealidad se verificó con los coeficientes de correlación.

Las dosis medidas en el maniquí de agua, al operar el tubo de rayos X a 40 kVp, 0.6 mA, y filtrado con 1 mm de Al, girando el maniquí de agua entre 0° y 360° durante alrededor de 800 s, fueron entre 30 y 42 cGy. Las dosis medidas en el maniquí de PMMA con las mismas condiciones de irradiación fueron entre 24 y 29 cGy.

En las figuras 3.4 y 3.8 en donde se muestran las distribuciones de dosis medidas como función de la distancia radial y como función de la altura en el maniquí, se observa un comportamiento como el esperado para agua y para PMMA. Es decir, la dosis es mayor en las orillas y disminuye radialmente hacia el centro, debido a que la atenuación del haz es mayor en el centro que en las orillas. Podríamos suponer que la dosis en el centro sería menor de lo que realmente es si sólo consideráramos el efecto de atenuación del haz, pero también existe el efecto de la dispersión de la radiación, por lo que la dosis en el centro no disminuye drásticamente.

La distribución de la dosis promedio en PMMA es más aplanada con respecto a la distribución de dosis promedio en agua, lo que indica que la disminución de la dosis en dirección radial hacia el centro es menor para PMMA que para agua, esto

se puede deber a los coeficientes de atenuación para el rango de energías utilizado es menor para PMMA que para agua.

Es necesario señalar algunas limitaciones del diseño experimental:

- a) La calibración de la señal TL se realizó ubicando los DTL en los nichos centrales del maniquí, frente al haz directo. Durante las irradiaciones dentro del maniquí, los DTL fueron expuestos a un haz primario endurecido y en condiciones de radiación dispersa posiblemente diferentes a las de la calibración.
- b) Las medidas de exposición se basaron en las aproximaciones descritas en la sección 2.3 y, posiblemente, una dosimetría rigurosa de acuerdo con los protocolos para diagnóstico clínico, implicaría variaciones para la dosis en un medio.

Sin embargo, el acuerdo observado entre las medidas y la simulación permite anticipar un efecto pequeño en los resultados debido a estos factores.

4.3 COMPARACIÓN DE LAS MEDIDAS EXPERIMENTALES CON LA SIMULACIÓN MONTE CARLO.

Las incertidumbres en los datos experimentales son relativamente grandes (de hasta un 9%), a pesar del uso de los factores individuales de corrección de los dosímetros termoluminiscentes. En el análisis se consideró el promedio de las distribuciones de dosis a lo largo del eje axial del maniquí, es decir, se supuso que la dependencia con la altura en el maniquí era pequeña. Esta aproximación se justifica dado que no se observa una dependencia con el eje axial en las distribuciones de dosis en el Monte Carlo.

Los cálculos de las distribuciones de dosis para ambos materiales muestran que las incertidumbres en la simulación son en promedio de un 4% (7% máxima).

Tomando en consideración lo anterior, hay un acuerdo entre las distribuciones de dosis experimentales y calculadas dentro de las barras de error. Cabe hacer notar que el factor de normalización aplicado a los resultados del MC se basó en el cociente de la exposición medida y la exposición calculada a partir del espectro de energía y el área proyectada por el mismo en un plano a la misma distancia fuente-objeto del experimento.

La simulación presenta un gradiente de dosis ligeramente mayor hacia los bordes que lo que muestran los datos experimentales. Las causas de esta discrepancia podrían ser:

- a) Los cálculos en la simulación consideraron un maniquí de agua líquida. Sin embargo, las medidas se realizaron con un maniquí de agua sólida, la cual

es una resina que en principio tiene propiedades radiológicas similares a las del agua líquida.

- b) El espectro de energía utilizado en la simulación se obtuvo con un tubo de rayos X de la misma marca y modelo que el actual, pero bajo condiciones diferentes.
- c) En la simulación se asumió una fuente isotrópica puntual, y no se simuló el proceso de generación de los rayos X, el cual puede (dependiendo del tubo de rayos X) introducir una dependencia angular diferente a la supuesta.
- d) La simulación no incluyó la base giratoria utilizada en el experimento, la cual podría contribuir con radiación dispersada.
- e) En el experimento la alineación del sistema se hizo sólo a primera aproximación, es decir, el eje de rotación podría haber estado hasta 1 mm fuera del eje del sistema, lo cual podría afectar la simetría de los datos experimentales.

Una conclusión importante que se desprende, tanto de los datos experimentales como de la simulación, es que no existe un factor (independiente de la distancia radial), que permita la conversión de dosis en PMMA a dosis en agua. Esto significa que no es recomendable el uso de maniqués plásticos (PMMA, policarbonato, etc.) en esta clase de experimentos, en los cuales se desea conocer distribuciones de dosis en agua en irradiaciones con haces de fotones de baja energía.

Una validación más precisa de los cálculos Monte Carlo requiere tomar en cuenta las limitaciones que se han mencionado previamente. Desde el punto de vista experimental, una posible extensión de este trabajo se refiere a investigar el uso de un tipo diferente de dosímetros (por ejemplo, película de tinte radiocrómico) que permita obtener las distribuciones de dosis con una mayor precisión.

Los valores de dosis medida deberán escalarse a las condiciones reales cuando se usen parámetros de operación diferentes, para obtener imágenes del roedor con la calidad para su uso biológico.

APÉNDICE A

Factores individuales de calibración de los dosímetros termoluminiscentes

Tal como se describió en la sección 2.2, el lote de 103 dosímetros se irradió 3 veces con una fuente de partículas beta y cada vez se leyó la STL. En la tabla A.1 se muestra la STL obtenida para cada dosímetro en cada irradiación y su factor de calibración individual. La incertidumbre relativa de la STL es en promedio es igual al 4%, teniendo una incertidumbre relativa máxima igual al 13%.

Tabla A. 1 Datos de la STL y el factor de corrección para cada uno de los 103 dosímetros.

Dosímetro	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL3 (nC)	c_i
A1	162.0	184.5	185.6	0.98
A2	162.4	183.7	191.5	0.97
A3	160.5	179.5	187.0	0.99
A4	158.4	176.6	190.3	1.00
A5	161.2	179.5	187.1	0.99
A6	171.0	191.9	194.3	0.94
A7	145.4	168.4	166.0	1.09
A8	162.7	196.4	198.8	0.94
A9	147.9	165.3	168.0	1.09
A10	166.3	188.4	189.3	0.96
B1	154.6	175.0	172.2	1.04
B2	151.6	180.9	177.7	1.03
B3	111.0	123.7	152.5	1.37
B4	146.7	164.2	165.7	1.10
B5	163.4	181.6	186.0	0.98
B6	164.1	172.0	176.4	1.02
B7	133.8	162.9	152.9	1.17
B8	185.4	207.0	209.8	0.87
B9	157.8	182.6	182.9	1.00
B10	137.8	154.4	151.3	1.18
C1	145.8	166.0	157.7	1.11
C2	160.2	172.7	174.3	1.03
C3	165.3	182.8	188.0	0.98
C4	169.1	186.1	178.0	0.98
C5	169.9	189.9	186.5	0.96
C6	146.9	154.3	153.9	1.15
C7	152.3	169.9	173.9	1.05
C8	139.5	163.1	155.9	1.14

Dosímetro	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL3 (nC)	c _i
C9	165.3	175.8	179.3	1.00
C10	156.1	161.9	160.0	1.09
D1	173.8	190.5	191.3	0.94
D2	157.1	169.6	162.0	1.07
D3	153.5	167.5	167.4	1.07
D4	160.8	174.0	175.3	1.02
D5	165.5	182.5	183.7	0.98
D6	164.9	173.4	168.0	1.03
D7	172.2	195.4	194.0	0.93
D8	170.7	174.4	186.8	0.98
D9	162.8	172.7	176.4	1.02
D10	148.7	162.4	157.2	1.12
E1	166.0	169.1	173.6	1.03
E2	158.3	177.2	176.0	1.02
E3	168.3	179.4	181.0	0.99
E4	157.5	172.8	170.4	1.04
E5	166.7	188.8	185.8	0.97
E6	174.1	196.2	194.6	0.93
E7	173.0	188.4	189.3	0.95
E8	192.7	194.6	184.1	0.91
E9	175.5	182.3	176.2	0.98
E10	154.9	161.1	157.7	1.10
F1	171.1	192.6	191.7	0.94
F2	164.4	187.3	184.0	0.98
F3	159.4	171.0	168.8	1.05
F4	167.9	180.1	184.9	0.98
F5	182.6	185.0	167.3	0.98
F6	181.4	199.1	187.7	0.92
F7	147.1	165.3	192.8	1.04
F8	166.9	181.9	170.7	1.01
F9	156.0	167.4	166.2	1.07
F10	178.3	186.1	181.9	0.96
G1	169.9	185.4	177.9	0.98
G2	171.1	193.1	171.5	0.98
G3	152.2	161.5	165.8	1.09
G4	186.7	199.8	198.7	0.89
G5	158.7	172.9	164.6	1.05
G6	165.3	177.4	161.3	1.04

Dosímetro	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL3 (nC)	c _i
G7	184.6	200.8	194.4	0.90
G8	172.1	182.6	175.6	0.98
G9	145.7	158.7	144.8	1.16
G10	158.9	167.4	167.2	1.06
H1	175.8	183.9	172.8	0.98
H2	161.8	179.3	158.9	1.05
H3	156.6	177.7	167.5	1.04
H4	173.8	185.8	175.5	0.98
H5	171.6	193.8	184.2	0.95
H6	171.0	169.9	168.7	1.02
H7	168.4	186.7	169.8	1.00
H8	168.7	182.6	170.8	1.00
H9	170.1	174.7	176.6	1.00
H10	156.1	182.1	167.2	1.04
I1	175.2	184.4	172.8	0.98
I2	159.5	180.9	175.2	1.01
I3	166.5	166.9	159.6	1.06
I4	177.2	197.2	186.1	0.93
I5	179.4	198.5	193.3	0.91
I6	176.5	185.4	177.8	0.97
I7	180.1	210.3	180.9	0.92
I8	165.0	174.4	170.4	1.02
I9	145.9	159.3	150.9	1.14
I10	176.1	191.9	191.8	0.93
J1	197.1	203.0	195.6	0.88
J2	182.4	184.9	178.9	0.96
J3	183.1	197.8	189.9	0.91
J4	185.7	211.1	196.8	0.88
J5	194.7	200.6	196.2	0.88
J6	175.8	198.1	178.3	0.95
J7	187.0	203.9	193.6	0.89
J8	185.7	201.1	179.2	0.92
J9	184.8	198.4	193.9	0.90
J10	184.4	200.2	196.2	0.90
AA1	167.6	183.8	171.0	1.00
BB1	158.2	174.7	167.4	1.04
CC1	179.2	189.6	174.0	0.96

APÉNDICE B

Dosimetría utilizando un maniquí de agua sólida

En la tabla B.1 se muestran los resultados para cada dosímetro, la posición del mismo en cada disco, el factor de corrección correspondiente, la STL1 que es la primera lectura del dosímetro, la STL2 que es la segunda lectura del dosímetro, la STL1* que es la STL1 una vez que se ha aplicado el factor de calibración individual, correspondiente. También se muestran la exposición (en R), la dosis en aire (en cGy) y la dosis en agua (en cGy) para cada dosímetro.

Tabla B. 1 Distribución radial de la dosis en el maniquí de agua sólida.

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en agua (cGy)
II	B9	0	1.00	376.70	1.26	375.49	32.07	28.11	28.39
III	I1	14	0.98	573.60	1.41	561.31	47.96	42.03	42.45
III	I2	12	1.01	482.80	2.09	487.30	41.63	36.49	36.85
III	I3	10	1.06	410.10	2.19	432.41	36.94	32.37	32.70
III	I4	8	0.93	458.30	1.75	425.40	36.34	31.85	32.17
III	I5	4	0.91	406.20	1.27	370.16	31.62	27.71	27.99
III	I6	0	0.97	385.90	1.09	372.21	31.79	27.87	28.14
III	I7	-4	0.92	385.60	1.10	352.59	30.12	26.40	26.66
III	I8	-8	1.02	409.00	1.25	417.53	35.67	31.26	31.57
III	I9	-10	1.14	372.20	1.58	424.59	36.27	31.79	32.11
III	I10	-13	0.93	511.60	1.27	476.00	40.67	35.64	36.00
III	J1	-14	0.88	575.30	1.22	505.05	43.15	37.82	38.19
IV	B10	0	1.18	321.40	1.35	377.30	32.23	28.25	28.53
V	C1	14	1.11	489.90	1.50	543.88	46.47	40.72	41.13
V	C2	13	1.03	502.70	1.58	515.99	44.08	38.64	39.02
V	C3	10	0.98	445.70	1.39	433.22	37.01	32.44	32.76
V	C4	8	0.98	423.20	1.30	413.21	35.30	30.94	31.25
V	C5	4	0.96	385.40	1.31	367.28	31.37	27.50	27.77
V	C6	0	1.15	342.70	1.68	391.37	33.43	29.30	29.59
V	C7	-4	1.05	384.20	1.22	403.70	34.49	30.22	30.53
V	C8	-8	1.14	371.90	1.11	423.26	36.16	31.69	32.01
V	C9	-10	1.00	426.10	1.40	426.14	36.40	31.90	32.22
V	C10	-12	1.09	425.80	1.19	463.77	39.62	34.72	35.07
V	D1	-14	0.94	589.50	1.64	552.58	47.21	41.38	41.79
VI	D2	0	1.07	385.70	1.93	410.16	35.04	30.71	31.01
VII	D3	14	1.07	511.70	1.55	545.62	46.62	40.86	41.26
VII	D4	12	1.02	472.10	1.29	482.03	41.18	36.09	36.45
VII	D5	10	0.98	449.30	1.24	440.25	37.61	32.96	33.29

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en agua (cGy)
VII	D6	8	1.03	418.60	0.92	430.68	36.79	32.24	32.57
VII	D7	4	0.93	427.90	1.30	397.05	33.92	29.73	30.02
VII	D8	0	0.98	396.60	1.23	388.35	33.17	29.07	29.37
VII	D9	-4	1.02	396.20	1.56	402.57	34.39	30.14	30.44
VII	D10	-8	1.12	381.80	2.00	423.72	36.20	31.72	32.04
VII	E1	-10	1.03	440.50	2.07	449.99	38.44	33.69	34.03
VII	E2	-13	1.02	496.60	1.13	506.22	43.25	37.90	38.28
VII	E3	-14	0.99	534.60	1.50	526.42	44.97	39.42	39.81
VIII	E4	0	1.04	378.80	1.24	393.86	33.64	29.49	29.78
IX	E5	14	0.97	532.10	2.87	510.95	43.65	38.26	38.64
IX	E6	13	0.93	538.60	1.41	496.93	42.45	37.21	37.58
IX	E7	10	0.95	456.70	2.41	430.72	36.79	32.25	32.57
IX	E8	8	0.91	442.30	1.72	402.74	34.40	30.15	30.45
IX	E9	4	0.98	401.90	1.31	391.60	33.45	29.32	29.61
IX	E10	0	1.10	361.30	0.99	397.14	33.93	29.73	30.03
IX	F1	-4	0.94	448.20	1.36	420.45	35.92	31.48	31.79
IX	F2	-8	0.98	449.00	1.41	436.78	37.31	32.70	33.03
IX	F3	-10	1.05	437.30	1.25	456.06	38.96	34.15	34.49
IX	F4	-12	0.98	503.20	1.61	491.58	42.00	36.81	37.18
IX	F5	-14	0.98	492.50	2.00	479.87	41.00	35.93	36.29
X	F6	0	0.92	490.70	1.80	449.25	38.38	33.64	33.97
XI	F7	14	1.04	586.40	1.65	610.12	52.13	45.69	46.14
XI	F8	12	1.01	495.90	1.10	497.46	42.50	37.25	37.62
XI	F9	10	1.07	431.90	1.01	459.53	39.26	34.41	34.75
XI	F10	8	0.96	451.20	1.51	429.61	36.70	32.17	32.49
XI	G1	4	0.98	415.10	2.52	403.99	34.51	30.25	30.55
XI	G2	0	0.98	404.10	1.12	393.51	33.61	29.46	29.76
XI	G3	-4	1.09	369.30	1.19	401.00	34.25	30.02	30.32
XI	G4	-8	0.89	494.90	2.02	439.48	37.54	32.90	33.23
XI	G5	-10	1.05	424.60	0.89	445.96	38.10	33.39	33.72
XI	G6	-13	1.04	513.70	1.35	531.39	45.40	39.79	40.19
XI	G7	-14	0.90	624.00	1.90	560.04	47.85	41.94	42.35
XII	G8	0	0.98	438.90	1.26	430.81	36.80	32.26	32.58
XIII	G9	14	1.16	497.10	1.97	576.36	49.24	43.16	43.59
XIII	G10	12	1.06	458.20	1.03	483.61	41.32	36.21	36.57
XIII	H1	10	0.98	516.00	1.56	504.55	43.11	37.78	38.16
XIII	H2	8	1.05	474.00	1.60	494.32	42.23	37.01	37.38
XIII	H3	4	1.04	436.00	1.89	452.21	38.63	33.86	34.20

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en agua (cGy)
XIII	H4	0	0.98	454.80	1.38	442.45	37.80	33.13	33.46
XIII	H5	-4	0.95	447.60	1.27	424.30	36.25	31.77	32.09
XIII	H6	-8	1.02	460.90	1.13	471.16	40.25	35.28	35.63
XIII	H7	-10	1.00	491.20	2.73	486.41	41.55	36.42	36.78
XIII	H8	-13	1.00	539.40	1.45	538.15	45.98	40.30	40.70
XIII	H9	-14	1.00	541.60	1.30	540.91	46.21	40.50	40.91
XIV	H10	0	1.04	406.30	1.33	419.25	35.81	31.39	31.70
XV	J2	14	0.96	563.30	1.50	537.04	45.88	40.21	40.61
XV	J3	12	0.91	543.20	1.65	495.22	42.31	37.08	37.45
XV	J4	10	0.88	496.90	1.49	436.06	37.25	32.65	32.97
XV	J5	8	0.88	461.10	1.27	405.67	34.65	30.37	30.68
XV	J6	4	0.95	420.80	2.58	395.92	33.82	29.64	29.94
XV	J7	0	0.89	428.50	1.23	381.61	32.60	28.57	28.85
XV	J8	-4	0.92	425.70	1.48	391.91	33.48	29.34	29.63
XV	J9	-8	0.90	457.80	2.74	411.39	35.14	30.80	31.11
XV	J10	-10	0.90	481.10	2.02	430.47	36.77	32.23	32.55
XV	AA1	-13	1.00	502.30	1.31	500.98	42.80	37.51	37.89
XV	BB1	-14	1.04	504.20	1.83	524.51	44.81	39.27	39.67

APÉNDICE C

Dosimetría utilizando un maniquí de PMMA

En la tabla C.1 se muestran los resultados para cada dosímetro, la posición del mismo en cada disco, el factor de corrección correspondiente, la STL1 que es la primera lectura del dosímetro, la STL2 que es la segunda lectura del dosímetro, la STL1* que es la STL1 una vez que se ha aplicado el factor de calibración individual, correspondiente. También se muestran la exposición (en R), la dosis en aire (en cGy) y la dosis en pmma (en cGy) para cada dosímetro.

Tabla C. 1 Distribución radial de la dosis en el maniquí de lucita.

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en pmma (cGy)
I	A1	14	0.98	503.50	1.33	493.61	48.93	42.88	26.50
I	A2	12	0.97	465.20	1.23	451.76	44.74	39.21	24.23
I	A3	10	0.99	430.70	1.28	426.32	42.20	36.98	22.86
I	A4	8	1.00	423.10	1.06	420.92	41.66	36.51	22.56
I	A5	4	0.99	388.80	1.13	384.23	37.99	33.29	20.58
I	A6	0	0.94	421.60	0.89	394.70	39.04	34.21	21.14
I	A7	-4	1.09	378.40	0.89	411.73	40.74	35.70	22.07
I	A8	-8	0.94	471.80	1.12	442.74	43.84	38.42	23.74
I	A9	-10	1.09	423.60	0.82	459.39	45.50	39.88	24.65
I	A10	-13	0.96	513.10	1.00	492.21	48.79	42.76	26.42
I	B1	-14	1.04	523.50	1.32	543.98	53.96	47.29	29.23
II	B2	0	1.03	421.10	1.24	431.21	42.69	37.41	23.12
III	I4	14	0.93	565.50	1.43	525.63	52.13	45.69	28.23
III	I5	12	0.91	504.10	1.69	459.26	45.49	39.87	24.64
III	I6	10	0.97	466.40	1.20	449.98	44.56	39.06	24.14
III	I7	8	0.92	446.90	0.97	408.95	40.46	35.46	21.91
III	I8	4	1.02	407.30	1.04	416.00	41.17	36.08	22.30
III	I9	0	1.14	344.40	1.11	393.23	38.89	34.08	21.06
III	I10	-4	0.93	448.10	1.14	416.89	41.25	36.16	22.34
III	J1	-8	0.88	486.00	1.09	426.59	42.22	37.01	22.87
III	J2	-10	0.96	480.60	0.82	458.66	45.43	39.82	24.61
III	J3	-13	0.91	535.60	1.39	488.52	48.42	42.43	26.22
III	J4	-14	0.88	561.50	2.85	491.57	48.72	42.70	26.39
IV	C4	0	0.98	442.30	1.05	432.17	42.78	37.50	23.17
V	C5	14	0.96	554.10	1.35	528.58	52.42	45.95	28.39
V	C6	12	1.15	466.90	1.33	534.18	52.98	46.44	28.70
V	C7	10	1.05	467.60	1.97	490.85	48.65	42.64	26.35

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en pmma (cGy)
V	C8	8	1.14	420.90	1.74	478.54	47.42	41.56	25.68
V	C9	4	1.00	430.20	1.15	430.50	42.62	37.35	23.08
V	C10	0	1.09	388.90	1.07	423.60	41.93	36.74	22.71
V	D1	-4	0.94	500.10	1.20	468.97	46.46	40.72	25.17
V	D2	-8	1.07	464.50	1.07	495.21	49.09	43.02	26.59
V	D3	-10	1.07	472.40	1.29	503.85	49.95	43.78	27.05
V	D4	-13	1.02	524.20	1.10	535.55	53.12	46.56	28.77
V	D5	-14	0.98	521.30	1.95	510.28	50.59	44.34	27.40
VI	D6	0	1.03	455.50	1.07	468.57	46.42	40.69	25.14
VII	D7	14	0.93	623.40	1.50	578.85	57.45	50.35	31.12
VII	D8	12	0.98	542.90	1.42	531.88	52.75	46.23	28.57
VII	D9	10	1.02	485.70	1.14	494.28	48.99	42.94	26.54
VII	D10	8	1.12	430.90	1.34	479.12	47.48	41.61	25.72
VII	E1	4	1.03	443.80	1.57	453.88	44.95	39.40	24.35
VII	E2	0	1.02	442.10	0.70	450.97	44.66	39.14	24.19
VII	E3	-4	0.99	458.70	1.20	451.77	44.74	39.21	24.23
VII	E4	-8	1.04	453.10	0.98	471.62	46.73	40.95	25.31
VII	E5	-10	0.97	498.10	1.24	479.75	47.54	41.67	25.75
VII	E6	-13	0.93	574.40	1.17	530.30	52.60	46.10	28.49
VII	E7	-14	0.95	580.40	1.69	548.75	54.44	47.71	29.49
VIII	E8	0	0.91	475.00	2.03	432.32	42.80	37.51	23.18
IX	E9	14	0.98	576.30	1.87	561.54	55.72	48.83	30.18
IX	E9	12	1.10	484.70	2.52	531.58	52.72	46.21	28.56
IX	F1	10	0.94	563.80	1.74	528.86	52.45	45.97	28.41
IX	F2	8	0.98	525.70	1.95	511.10	50.68	44.41	27.45
IX	F3	4	1.05	463.00	1.26	482.94	47.86	41.95	25.92
IX	F4	0	0.98	496.20	2.21	484.12	47.98	42.05	25.99
IX	F5	-4	0.98	452.20	1.27	441.18	43.68	38.29	23.66
IX	F6	-8	0.92	519.70	1.35	476.36	47.20	41.37	25.57
IX	F7	-10	1.04	559.70	1.35	582.57	57.82	50.68	31.32
IX	F8	-13	1.01	536.20	0.93	538.15	53.38	46.78	28.91
IX	J5	-14	0.88	588.80	1.78	517.85	51.35	45.00	27.81
X	F9	0	1.07	431.60	1.55	458.67	45.43	39.82	24.61
XI	F10	14	0.96	593.10	2.01	564.69	56.03	49.11	30.35
XI	G1	12	0.98	477.50	1.58	466.05	46.17	40.47	25.01
XI	G2	10	0.98	514.80	1.11	501.63	49.73	43.58	26.93
XI	G3	8	1.09	427.40	1.23	464.23	45.99	40.31	24.91
XI	G4	4	0.89	549.50	1.74	488.47	48.41	42.43	26.22

Disco	Dosímetro	Distancia radial (mm)	C _i	STL1 (nC)	STL2 (nC)	STL1*-STL2 (nC)	Exposición (R)	Dosis en aire (cGy)	Dosis en pmma (cGy)
XI	G5	0	1.05	441.10	0.87	463.34	45.90	40.23	24.86
XI	G6	-4	1.04	468.90	1.33	484.95	48.06	42.12	26.03
XI	G7	-8	0.90	555.10	2.77	497.12	49.28	43.19	26.69
XI	G8	-10	0.98	507.10	1.54	497.67	49.33	43.24	26.72
XI	G9	-13	1.16	456.50	1.04	530.06	52.57	46.08	28.47
XI	G10	-14	1.06	493.70	0.84	521.36	51.70	45.31	28.00
XII	H1	0	0.98	489.60	1.38	478.84	47.45	41.59	25.70
XIII	H2	14	1.05	549.10	2.98	571.52	56.72	49.71	30.72
XIII	H3	12	1.04	486.80	1.07	505.94	50.16	43.96	27.17
XIII	H4	10	0.98	503.60	1.39	490.06	48.57	42.57	26.31
XIII	H5	8	0.95	480.70	1.56	455.48	45.11	39.54	24.43
XIII	H6	4	1.02	445.90	0.89	456.04	45.17	39.59	24.47
XIII	H7	0	1.00	449.30	2.92	444.49	44.01	38.58	23.84
XIII	H8	-4	1.00	449.40	1.32	448.25	44.39	38.90	24.04
XIII	H9	-8	1.00	460.10	1.45	459.17	45.48	39.86	24.63
XIII	H10	-10	1.04	461.10	1.27	476.04	47.17	41.34	25.55
XIII	I1	-13	0.98	535.20	1.28	523.76	51.94	45.52	28.13
XIII	I2	-14	1.01	513.50	1.18	519.33	51.50	45.13	27.89
XIV	I3	0	1.06	419.60	1.19	443.48	43.91	38.49	23.78
XV	I4	14	0.95	547.80	1.30	517.47	51.31	44.97	27.79
XV	I5	12	1.10	484.10	2.42	528.54	52.42	45.94	28.39
XV	I6	10	0.98	476.50	1.73	467.41	46.31	40.58	25.08
XV	I7	8	1.02	516.10	1.25	524.53	52.02	45.59	28.17
XV	I8	4	1.17	417.50	1.36	485.37	48.10	42.16	26.05
XV	I9	0	0.87	538.90	1.39	466.40	46.21	40.50	25.03
XV	I10	-4	1.00	471.30	2.57	468.79	46.44	40.71	25.16
XV	J1	-8	1.18	411.50	0.90	483.89	47.95	42.03	25.97
XV	J2	-10	1.11	472.30	1.09	524.70	52.04	45.60	28.18
XV	J3	-13	1.03	525.40	1.38	539.56	53.52	46.91	28.99
XV	J4	-14	0.98	561.90	1.34	546.58	54.22	47.52	29.37

Referencias

[Attix 1986] Attix, F. H. (1986). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley and Sons Inc.

[Baird 1991] Baird D. C. (1991). Experimentación, una introducción a la teoría de mediciones y al diseño de experimentos. Pearson Education.

[Baró et al. 1995]. Baró J, Sempau J, Fernández-Varea JM, et al. (1995). PENELOPE: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl. Instr. Meth. B 100 31-46.

[Buenfil y Ruiz 1994] Buenfil A. E. y Ruiz C. G. (1994). Medición de la tasa de dosis de Fuentes de ^{60}Co y ^{90}Sr a través de intercalibración con LiF. Reporte Interno FE020 del Departamento de Física Experimental del IFUNAM.

[Burstein et al. 1984] Burstein P.J., Bjorkholm R.C., Chase R.C. y Seguin F.H. (1984). The largest and smallest X-ray computed tomography systems. Nucl. Instrum. Meth. 221, 207-212.

[Bushberg et al. 2002] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M. and Boone J. M. (2002) The Essential Physics of Medical Imaging. Williams and Wilkins.

[Daibes et al. 2004] Daibes S., Hoffman T. J., Miller W. H. et al. (2004). Assessment of radiation exposure to laboratory animals during micro-CT imaging. Mol. Imaging 3(3):245.

[Flannery y Roberge, 1987] Flannery B.P. y Roberge W.G. (1987). Observational strategies for three-dimensional synchrotron microtomography. J. Appl. Phys. 62, 4668-4674.

[Flynn et al. 1994] Flynn M. J., Hames S. M., Reimann D. A. y Wilderman S. J. (1994). Microfocus X ray sources for 3- D microtomography. Nucl. Instrum Methods Phys Res A 353, 312-315

[Goertzen 2003] Comunicación personal.

[Goertzen et al. 2004] Goertzen A., Nagarkar V., Street R., Paulus M., Boone J. y Cherry S. (2004). A comparison of x-ray detectors for Mouse CT imaging. Phys. Med. Biol. 49, 5251-5265

[<http://www.radcal.com/10x9series.html>] Página web de la compañía Radcal.

[<http://www.radcal.com/2026.html>] Página web de la compañía Radcal.

[ICRU 1989] International Commission on Radiation Units, reporte 44, 1989.

[Johns y Cunningham 1983] Johns H. y Cunningham J. (1983). The Physics of Radiology. Thomas Books.

[Kak y Slaney 1988] Kak A., y Slaney M (1988). Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, New York, NY.

[Krol et al. 2004] Krol A., Kieffer J-C., Chen L., Toth R., Coman I. L., Lipson E. D., Kincaid R. E. and Chamberlain C. (2004). Micro-CT system for small animal imaging with ultrafast laser-based X-ray source. Biomedical Imaging: Macro to Nano. Vol. 2, 1516-1519.

[Lee et al. 2003] Sang Chu Lee, Ho Kyung Kim, In Kon Chun, Myung Hye Cho, Soo Yeol Lee y Min Hyoungh Cho (2003). A flat-panel detector based micro-CT system performance evaluation for small-animal imaging. Phys. Med. Biol. Vol 48, 4173-4185.

[MacCollough y Zink 1999] McCollough C. H. and Zink F. E. (1999). Performance evaluation of a multi-slice CT system. Medical Physics, Vol. 26, 2223-2230.

[Martínez-Dávalos A. et al. 2006] Martínez-Dávalos A., Rodríguez Villafuerte M., Lárraga Gutiérrez J. M., Monte Carlo Dosimetry in Cone Beam Microtomography, Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference, California, USA, 2006.

[Michael 2001] Michael G. (2001). X-Ray Computed Tomography. Phys. Educ. 36 No. 6, 442-451.

[Montaño y Gamboa 2005] Montaño C. y Gamboa I. (2005). Densidad óptica y respuesta termoluminiscente de TLD-100 expuestos a rayos gamma, Tesis de licenciatura, Facultad de Ciencias, UNAM.

[Moya 2006] Comunicación personal.

[Nagarkar et al. 2004] Nagarkar Vivek V., Tipnis Sameer V., Shestakova Irina, Gaysinskiy Valeriy, Singh Bipin, Paulus Michael J. and Entine Gerald (2004). A high speed functional microCT detector for small animal studies. Nuclear Science Symposium Conference Record. Vol. 5, 3229-3233.

[Obenus y Smith 2004] Obenus A. and Smith A. (2004). Radiation dose in rodent tissues during micro-CT imaging. J. X-ray Sci. Technol. Vol. 12, 241-249.

[Paulus et al. 2000] Paulus Michael J., Gleason Shaun S., Kennel Stephen J., Hunsicker Patricia R. and Johnson Dabney K. (2000). High Resolution X-ray Computed Tomography: An Emerging Tool for Small Animal Cancer Research. Neoplasia 2, 62-67.

[Paulus et al. 1999] Sari-Sarraf H., Gleason S.S., Bobreck M., Hicks J. S.,

Johnson D. K., Behel J. K., Thompson L. H. (1999). A new x-ray computed tomography system for laboratory mouse imaging. IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 46, 558–564.

[Song et al. 2002] Song X., Frey E. C and Tsui B. M. W. (2002). Development and Evaluation of a MicroCT System for Small animal Imaging. Nuclear Science Symposium Conference Record. Vol. 3, 1600-1604.

[Taschereau et al. 2005] Taschereau R., Chow P. and Chatziioannou A. (2005). Monte Carlo simulations of dose from microCT imaging procedures in a realistic mouse phantom. Med. Phys. 33 (1).

[Williams y Thwaites 1994] Williams J. R. and Thwaites D. I. (1994). Radiotherapy Physics in practice, Oxford University Press.