



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**“MEDICIÓN DE ESPECTROS DE RAYOS X PARA
UN MICROTOMÓGRAFO COMPUTARIZADO”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

EDUARDO ULISES MOYA SÁNCHEZ

DIRECTOR DE TESIS: DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DR. ARNULFO MARTÍNEZ DÁVALOS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: M. en C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Medición de espectros de rayos X para un microtomógrafo computarizado

Fís. Eduardo Ulises Moya Sánchez

Directora de tesis: Dra. María Ester Brandan S

Miembros del CT: Dr. Arnulfo Martínez Dávalos

M en C. César Ruiz Trejo

Dra. Yolanda Villaseñor Navarro

Tesis de Maestría

Física Médica

Instituto de Física

Universidad Nacional Autónoma de México

30 de enero de 2008

La educación pública y gratuita debe ser una constante en todas las áreas del conocimiento. La educación es una de las partículas fundamentales que compone a una sociedad más justa, libre y equitativa.

Dedico esta tesis especialmente a mi familia:

A mi madre y a mi *padre*[†], les debo lo que soy, y mí porvenir.

A mis hermanos: Paúl, Rosalba, Juan y Carol, por su apoyo y confianza.

Agradecimientos

- A la Dra. María Ester Brandan, su apoyo y consejos fueron fundamentales para realizar este trabajo. De usted admiro la pasión con la que realiza su trabajo. De usted aprendí que:

$$\text{Trabajo}^3 = \text{Satisfacción}^5$$

- A los sinodales Dra. María Ester Brandan, Dra. Isabel Gamboa, Dra. Mercedes Rodríguez, Dra. Yolanda Villaseñor y el Dr. Luis Rodríguez por haber enriquecido esta tesis con sus valiosos comentarios.
- A el M. en C. César Ruiz y al Dr. Arnulfo Martínez por formar parte de mi comité tutorial durante la maestría.
- A todos los profesores de la maestría
- A la M en C. Ana Elena Buenfil por ayudarme con la caracterización de los dosímetros TLD-100.
- A mis amigos por acompañarme en distintos momentos de mi vida: Diego (el Cígala), Jacobo, Polo, Anselmo, César, Renato (SC), Jorge, Lily, Amillo, Orieta (Ño), Laura, Hamtaro, Pricila, Foza, Jose, Sofía, Luz, Vania, Belter, Yolo, Livier, Pablo, Lety, Pamela y Fariba.
- A la UNAM por darme la oportunidad de estudiar en el Posgrado en Ciencias Físicas y por ser una institución pública y gratuita.
- A el IFUNAM por darme un cubículo.
- A CONACYT por proporcionarme una beca para mis estudios de maestría.
- A los compañeros y amigos de la maestría por ser como son: Benjamín, Bianey, Egláin, Gabriel, Hugo, Luis, Olinca y Olivia. Marcelino, Orlando, Suemi, Iván, Fernanda y Xóchitl. Héctor, Rodolfo, Eduardo, Marcelo, Verónica.
- A Olinca y Gabriel por ayudarme con el tratamiento de las imágenes y con algunos programas en MATLAB.
- A la Facultad de Medicina y a la Coordinación de la Investigación Científica UNAM, por el apoyo al proyecto Sistema Bimodal de Imágenes, SIBI.
- A DGAPA, proyecto PAPIIT IN108906 por el apoyo económico directo e indirecto.
- A todas las personas que no mencioné pero son parte importante de mi vida.

Índice general

1. Introducción	1
2. Métodos experimentales	3
2.1. El microCT del proyecto SIBI	3
2.2. Características del detector CdTe Amptek XR-100T	4
2.2.1. Linealidad de la respuesta del detector	7
2.2.2. Eficiencia de detección completa de energía	8
2.2.3. Kit de colimadores	9
2.2.4. Deriva en la respuesta del detector	10
2.3. Características de los tubos de rayos X	11
2.3.1. Rendimiento de los tubos	11
2.3.2. Medidas de kerma en aire y distribución angular de los rayos X	12
2.4. Medición de los espectros	16
2.5. Parametrización de los espectros	18
2.6. Haces estándares según parámetros internacionales del <i>NIST</i>	20
2.7. Energía efectiva para los espectros filtrados	21
2.8. Estimación de la dosis impartida	22
2.9. Calidad de imagen	25
3. Resultados	29
3.1. Características del detector CdTe Amptek XR-100T	29
3.1.1. Linealidad en la respuesta del detector	29
3.1.2. Eficiencia de detección completa de energía	31
3.1.3. Kit de colimadores	32
3.1.4. Deriva en la respuesta del detector	35
3.2. Características de los tubos de rayos X	36
3.2.1. Rendimiento y kerma en aire	36
3.2.2. Distribución angular	37

3.3. Espectros medidos	40
3.3.1. Espectros sin filtro	40
3.3.2. Espectros filtrados	43
3.4. Parametrización de los espectros	46
3.4.1. Incertidumbre de los espectros parametrizados	48
3.5. Haces según parámetros internacionales del <i>NIST</i>	49
3.6. Energía efectiva para los espectros filtrados	52
3.7. Estimación de la dosis impartida	54
3.8. Calidad de imagen	58
4. Discusión de los resultados	63
5. Conclusiones	67
A. Marco Teórico	69
A.1. Tubos de rayos X	69
A.2. Espectro de energía	71
A.3. Interacción de los fotones con la materia	72
A.4. Kerma, dosis y espectro de energía	74
A.5. Dosimetría termoluminiscente	78
A.6. Calidad de imagen	79
B. Información de interés	81
B.1. Imágenes de microscopio de los colimadores del <i>CdTe</i>	81
B.2. Señal de los dosímetros	88
B.3. Programa de análisis de espectros	89
B.4. Ajuste de los polinomios	90
B.5. Matriz de coeficientes para la reconstrucción	103
B.6. Histogramas de diferencias entre espectros reconstruidos y conformados	107

Índice de figuras

2.1. Fotografía de los componentes del microCT del SIBI.	4
2.2. Diagrama del detector CdTe AmpTek XR-100T.	5
2.3. Detector CdTe Amptek XR-100T con el sistema de colimación.	5
2.4. Diagrama con las medidas nominales del tubo OUW en un plano horizontal (la mesa óptica estaría en un plano paralelo a la página abajo del diagrama).	13
2.5. Diagrama con el arreglo experimental usado para medir el kerma en aire del tubo OUW.	14
2.6. Diagrama del arreglo experimental para medir la distribución angular del haz del tubo OUW. La CI se trasladó sobre un riel y se realizaron medidas a lo largo del mismo.	14
2.7. Diagrama geométrico con valores nominales de los tubos Apogee. El ángulo del cono es de 22° , ver Tabla 2.4.	15
2.8. Diagrama de instalación de los tubos Apogee en un plano vertical. Se muestra el sistema coordinado utilizado para medir la distribución angular en la dirección vertical.	15
2.9. Diagrama con los elementos y conexiones usadas en el detector CdTe.	16
2.10. Serie de espectros para tubo OAW. Se señala la energía de 15 keV y los valores f , g y h , correspondientes a voltajes de operación de 20, 25 y 50 kV.	19
2.11. Valores de la fluencia para 15 keV. Se señalan los valores f , g y h de la Figura 2.10 y la curva muestra el ajuste polinomial. Se presentan los parámetros del ajuste polinomial.	20
2.12. Arreglo experimental que simula condiciones en seno de aire.	24
2.13. Arreglo experimental que simula condiciones de retrodispersión.	24
2.14. Arreglo experimental que simula condiciones de atenuación y retrodispersión.	25
2.15. Imagen del maniquí con los objetos de bajo y alto contraste. Se indican las regiones de interés.	27
3.1. Canal como función del voltaje de la señal de entrada. La línea es una recta	29
3.2. Canal en función de la ganancia para una señal de entrada fija (100 mV).	30

3.3. Curva de calibración en energía para el detector con una ganancia de 1.5 y 256 canales. La línea recta representa la relación 3.3	31
3.4. Espectro medido del ^{241}Am	31
3.5. Eficiencia de detección completa para el detector utilizado.	32
3.6. Imágenes de cada lado del colimador de $50\ \mu\text{m}$ de diámetro nominal, frente (izquierda) y posterior (derecha). Se muestra una serie de medidas de longitud con las cuales se obtuvo el promedio del diámetro.	33
3.7. Cociente de los diámetros de cada lado de los colimadores medidos con las imágenes tomadas del microscopio.	34
3.8. Transmisión relativa del espectro del haz del tubo OAMo con un voltaje de operación de 15 kV para los distintos colimadores. La integral del espectro se normalizó respecto del valor del colimador de $100\ \mu\text{m}$	34
3.9. Integral de espectro de ^{241}Am en función del tiempo de operación del detector. La caja indicada para los primeros 80 minutos, señala el tiempo en el cual las medidas disminuyen, a lo más en un 0,1 %, gracias al uso del ventilador.	35
3.10. Rendimiento del tubo OUW.	36
3.11. Rendimiento del tubo OAW.	36
3.12. Rendimiento del tubo OAMo.	37
3.13. Distribución angular del haz de rayos X en la dirección cátodo-ánodo del tubo OUW, esta dirección corresponde al plano horizontal (ver Figura 2.4).	38
3.14. Distribución angular del haz de rayos X en la dirección cátodo-ánodo del tubo OAW, esta dirección corresponde al plano vertical (ver Figura 2.8).	38
3.15. Distribución angular en dirección cátodo-ánodo del tubo OAMo, esta dirección co- rresponde al plano vertical (ver Figura 2.8).	39
3.16. Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OUW. Esta dirección corresponde al plano vertical.	39
3.17. Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OAW. Esta dirección corresponde al plano horizontal.	40
3.18. Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OAMo. Esta dirección corresponde al plano horizontal.	40
3.19. Espectro normalizado, luego conformado y luego corregido.	41
3.20. Espectros medidos para el tubo OUW.	41
3.21. Espectros medidos del tubo OAW.	42
3.22. Espectros medidos del tubo OAMo.	42
3.23. Integral de los espectros medidos sin filtro en función del voltaje de operación.	43

3.24. Espectros a 40 kV del tubo OUW filtrados con 0,5 mm de Al. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.	44
3.25. Espectros del tubo OAW a 40 kV, filtrados con 1,0 mm de Al. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.	44
3.26. Espectros del tubo OAMo a 25 kV, filtrados con 0,05 mm de <i>Mo</i> . El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.	45
3.27. Espectros del tubo OAMo a 40 kV, filtrados con 0,02 mm de <i>Nb</i> . El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.	45
3.28. Algunos espectros del tubo OUW conformados (medidos) y parametrizados.	46
3.29. Algunos espectros del tubo OAW conformados (medidos) y parametrizados.	47
3.30. Algunos espectros del tubo OAMo conformados (medidos) y parametrizados.	47
3.31. Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OUW.	48
3.32. Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OAW.	48
3.33. Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OAMo.	49
3.34. Exposición relativa en función del espesor de Al, con filtrado similar al usado en el haz <i>L30</i> del NIST.	49
3.35. Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz <i>L50</i> del NIST.	50
3.36. Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz <i>M40</i> del NIST.	50
3.37. Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz <i>M50</i> del NIST.	51
3.38. Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz <i>H20</i> del NIST.	51
3.39. Kerma en aire en función de la carga del tubo para haces del tubo OAW filtrados por 1 mm de Al.	54
3.40. Curva de brillo obtenida con rayos X de energía efectiva de 20.8 keV, para las irradiaciones de TLD-100 en seno de aire, retrodispersión y atenuación con retrodispersión.	55

3.41. Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 30 kV en función del kerma en aire.	55
3.42. Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 40 kV en función del kerma en aire.	56
3.43. Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 50 kV en función del kerma en aire.	56
3.44. Alto y bajo contraste en las imágenes del maniquí. Las tres irradiaciones se hicieron con un tiempo de integración de 1 segundo para garantizar una respuesta lineal en el detector de panel plano.	58
3.45. Varianza en función del valor del píxel en el detector digital de panel plano (Rad Icon), para tres calidades de haz, obtenidas de la referencia [26]. Se indican con flechas los valores medidos en este trabajo.	59
3.46. Dosis en agua calculada para una señal constante (valor de píxel de 750) en el detector.	59
3.47. SNR en función del voltaje para una señal constante (valor de píxel de 750) en el detector.	60
3.48. $SNR^2/Dosis$ para dos estimaciones posibles de la dosis, D_{ES} y D_P , en función del voltaje de operación.	61
A.1. Diagrama con los componentes esenciales de un tubo de rayos X.	69
A.2. Diagrama de producción de los rayos X característicos con electrones incidentes en un átomo.	71
A.3. Diagrama con el cual se explica la atenuación exponencial de los fotones.	72
A.4. Condiciones de EPC en un medio, con una fuente externa de radiación.	77
A.5. Diagrama que explica el fenómeno TL, mediante la teoría de bandas. Ocurren dos procesos la irradiación en donde los electrones caen a las trampas del cristal y el calentamiento del dosímetro con la emisión de luz visible.	79
B.1. Imágenes del orificio del colimador de 2mm de diámetro nominal.	81
B.2. Imágenes del orificio del colimador de 1mm de diámetro nominal.	82
B.3. Imágenes del orificio del colimador de 400 μm de diámetro nominal.	83
B.4. Imágenes del orificio del colimador de 200 μm de diámetro nominal.	84
B.5. Imágenes del orificio del colimador de 100 μm de diámetro nominal.	85
B.6. Imágenes del orificio del colimador de 50 μm de diámetro nominal.	86
B.7. Imágenes del orificio del colimador de 25 μm de diámetro nominal.	87
B.8. Señal de los 30 dosímetros irradiados con una misma dosis impartida por la fuente de $^{90}Sr/^{90}Y$	88
B.9. Programa de análisis de espectros desarrollado en MATLAB.	89

B.10. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 21 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 90

B.11. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 21.5 keV y 41 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 91

B.12. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 41.5 keV y 61 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 92

B.13. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 61.5 keV y 81 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 93

B.14. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 81.5 keV y 93.5 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 94

B.15. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 13 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 95

B.16. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 13.5 keV y 25 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 96

B.17. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 25.5 keV y 37 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida) 97

B.18. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 37.5 keV y 51 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 98

B.19. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 13 keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 99

B.20. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 13.5 keV y 25keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 100

B.21. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 25.5 keV y 37 keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida). 101

B.22. Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 37.5 keV y 51keV para el tubo OAMo . A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).	102
B.23. Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo O UW.	107
B.24. Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo O AW.	107
B.25. Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo O AMo.	108

Índice de tablas

2.1. Características nominales del detector CdTe XR-100T y del amplificador PX2T.	6
2.2. Diámetros y espesores nominales de los colimadores de W del detector CdTe XR-100T.	9
2.3. Características nominales del tubo OUW	11
2.4. Características nominales de los tubos Apogee (W/Mo)	11
2.5. Distancia, diámetro del colimador, y carga usados para medir los espectros de los tres tubos.	18
2.6. Características de los haces estándares de un tubo con ánodo de W del NIST.	21
2.7. Condiciones de operación del tubo para la irradiación de DTL	23
3.1. Valores de los centroides y del <i>FWHM</i> para los tres picos de fotones de ^{241}Am	30
3.2. Diámetro de los colimadores obtenido con el microscopio electrónico.	33
3.3. Valor del kerma en aire a 1 m de distancia y para 1 mAs.	37
3.4. Filtro y CHR para haces NIST y para los haces del tubo OUW obtenidos en este trabajo.	51
3.5. Energía efectiva y CHR con distinta filtración de <i>Al</i> , para haces del tubo OUW.	52
3.6. Energía efectiva y CHR con distinta filtración de <i>Al</i> para haces del tubo OAW.	53
3.7. Energía efectiva y CHR con distinta filtración de <i>Al</i> para haces del tubo OAMo.	53
3.8. Valores de cociente de retrodispersión B.	57
3.9. Valores del cociente de transmisión T para 0.5 cm de lucita.	57
B.1. Matriz con los coeficientes para la reconstrucción de los espectros del tubo OUW. $\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E]$	103
B.2. Continuación de los coeficientes para la reconstrucción de los espectros del tubo OUW	104
B.3. Matriz con los coeficientes, para la reconstrucción de los espectros del tubo OAW. $\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E]$	105
B.4. Matriz con los coeficientes, para la reconstrucción de espectros del tubo OAMo. $\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E]$	106

Capítulo 1

Introducción

Actualmente existe un creciente interés por desarrollar instrumentos capaces de obtener imágenes anatómicas y metabólicas de animales pequeños, ya que facilitan la investigación y evaluación preclínica de medicamentos [1]. Las imágenes de ratones presentan un reto importante, ya que estos objetos de interés son aproximadamente 3000 veces menos masivos que los seres humanos [2]. Los estudios radiológicos in-vivo sufren una limitación adicional: la dosis de radiación entregada al animal no debe causar un efecto determinista que influya en el resultado del estudio o investigación [3].

En el Laboratorio de Física Médica del Instituto de Física de la UNAM se está construyendo un sistema de adquisición de imágenes anatómicas y funcionales de animales pequeños, denominado *Sistema Bimodal de Imágenes (SIBI)*. El sistema es la integración de

- Un sistema de adquisición de imágenes anatómicas, obtenidas con rayos X, denominado microtomógrafo computarizado (microCT), y
- Un sistema de adquisición de imágenes funcionales, obtenidas con núcleos emisores de positrones, denominado microtomógrafo por emisión de positrones (microPET).

Este trabajo se relaciona con el microCT del proyecto *SIBI*. Un microCT debe proporcionar imágenes de alta calidad, evaluada a partir de parámetros, tales como la resolución espacial (debe ser del orden de micras), el contraste (debe ser suficiente para ver los órganos de interés), y el ruido (debe ser bajo). El diseño de los microCT [4] se ajustan a estas necesidades y por esto se utilizan tubos de rayos X con microfoco (15-40 μm) y detectores de imagen digitales con un tamaño de píxel pequeño 25-50 μm . Para optimizar el contraste se usan tubos de rayos X operados a bajos voltajes y/o con ánodos que ofrezcan rayos X característicos como por ejemplo el Mo. Para optimizar la relación señal a ruido es necesario aumentar el número de fotones incidentes en el detector, lo que implica aumentar la dosis

entregada al animal.

Conocer el espectro de energía de los tubos de rayos X ofrece la oportunidad de manejar la calidad de la imagen y la dosis impartida de manera independiente, por lo que el espectro de rayos X puede usarse como una herramienta para optimizar las técnicas de imagen [5]. Por otro lado, en los sistemas digitales la adquisición de la imagen puede optimizarse independientemente del despliegue de la imagen. Además, se puede decidir sobre la mejor combinación ánodo-filtro para obtener una imagen específica [6].

El objetivo de esta tesis es medir los espectros emitidos por tres tubos de rayos X que forman parte de la infraestructura del *SIBI*. Los espectros medidos son parametrizados de acuerdo con una expresión analítica que utiliza el voltaje de operación del tubo de rayos X (en kV) como parámetro. Se presenta, además, la optimización de la calidad de imagen y dosis usando una figura de mérito.

Para lograr estos objetivos se plantean las metas siguientes:

- Medir el espectro de energía y el kerma en aire para los tubos Oxford Instruments UltraBright con ánodo de W (OUW), Apogee serie 5000 con ánodo de W (OAW), Apogee serie 5000 con ánodo de Mo (OAMo), en su intervalo operacional de voltaje y corriente.
- Medir espectros seleccionados filtrados con Al, Mo y Nb.
- Caracterizar un conjunto de haces que podrían simular a los haces estándar del NIST, a través de las capas hemirreductoras (CHR) y energías efectivas (E_{ef}).
- Parametrizar los espectros medidos usando un polinomio, siguiendo el formalismo propuesto por J. Boone [5].
- Evaluar una figura de mérito que considera la calidad de imagen (cociente señal a ruido y contraste) y dosis absorbida en agua.

Esta tesis está estructurada de la siguiente forma: el capítulo 2 describe la metodología experimental seguida para el uso del detector de rayos X, las medidas de caracterización de los tubos, la parametrización de los espectros, la estimación de la dosis absorbida y la evaluación de la figura de mérito. El capítulo 3 presenta los resultados, que son discutidos en el capítulo 4. Las conclusiones forman parte del capítulo 5. Los apéndices A y B contienen detalles sobre el marco teórico, los programas de cálculo, tablas de coeficientes, valores de incertidumbre en la reconstrucción de los espectros y otros asuntos de interés.

Capítulo 2

Métodos experimentales

En este capítulo se presentan los métodos seguidos para la medición y parametrización de los espectros de rayos X generados por tubos de W y Mo operados hasta 90 kV. Específicamente, se presentan las características del detector CdTe XR-100T y de los 3 tubos de rayos X. Se describe el método de medición de kerma en aire, de la distribución angular, y de la dosis absorbida, así como la determinación de la capa hemirreductora (CHR). Se describe la evaluación de la calidad de imagen y se presentan las figuras de mérito.

2.1. El microCT del proyecto SIBI

La microtomografía, al igual que la tomografía, usa rayos X para crear “rebanadas” reconstruidas a partir de proyecciones planas de un objeto. El conjunto de rebanas constituye una imagen tridimensional. El prefijo “micro” se refiere tanto al pequeño tamaño del objeto (típicamente animales pequeños), al pequeño tamaño del instrumento (en comparación con uno clínico para los humanos) y al pequeño tamaño de píxel (típicamente de $50\mu m$).

En un microCT pueden rotar el tubo de rayos X y el detector alrededor del objeto, o bien, girar el objeto entre un tubo y un detector fijos. La Figura 2.1 muestra los componentes principales del microCT de nuestro laboratorio: un tubo de rayos X con filtro externo, un porta-objetos giratorio sobre el cual se ubicará verticalmente un ratón anestesiado, y un detector de panel plano.

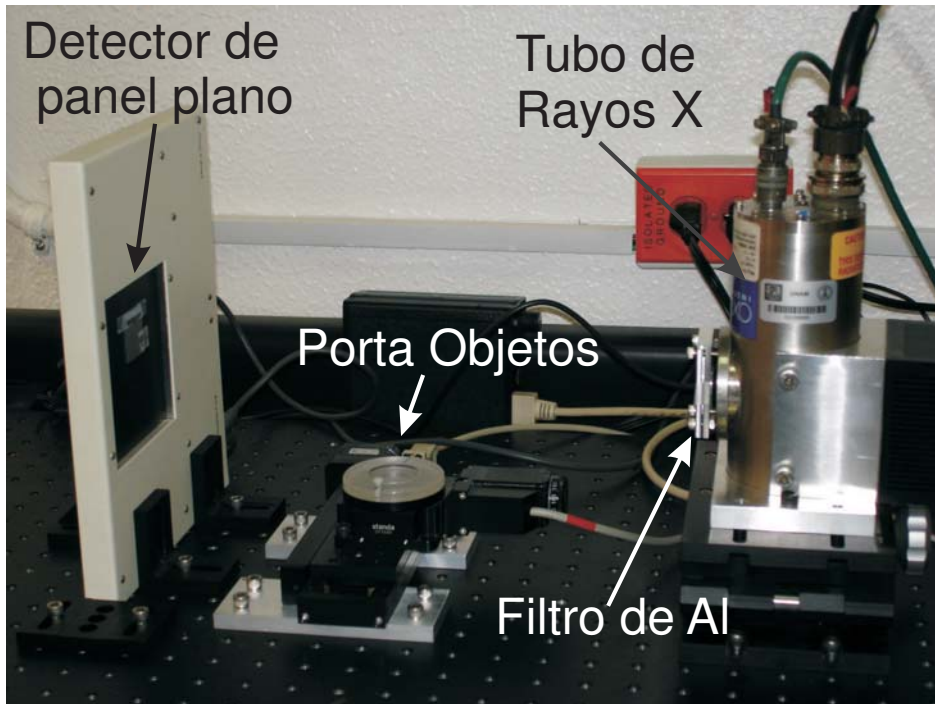


Figura 2.1: Fotografía de los componentes del microCT del SIBI.

2.2. Características del detector CdTe Amptek XR-100T

Este detector es comercializado especialmente para medir radiación electromagnética con energías dentro de un intervalo de 1-100 keV. El detector tiene varias aplicaciones: medición de espectros para equipos de mamografía y equipos médicos convencionales de diagnóstico con rayos X, detección de rayos X característicos por fluorescencia (análisis elemental de materiales), investigación y enseñanza, etc. En este trabajo se usó para medir espectros de rayos X y γ .

Características nominales del detector CdTe Amptek XR-100T

Las características nominales del detector CdTe XR-100T provienen del manual preparado por el fabricante [7]. El detector de CdTe es un detector de rayos X y γ marca Amptek, modelo XR-100T, con un diodo de CdTe de 1 mm de espesor y de superficie cuadrada de 3 mm de lado, en contacto con un enfriador termoeléctrico basado en el efecto Peltier. Su electrónica incluye un *FET* (Field Electric Transistor) enfriado, un sensor de temperatura, ventana de berilio, todo esto empacado herméticamente al vacío. En la Figura 2.2 se muestra un diagrama del detector tomado de la referencia [7].

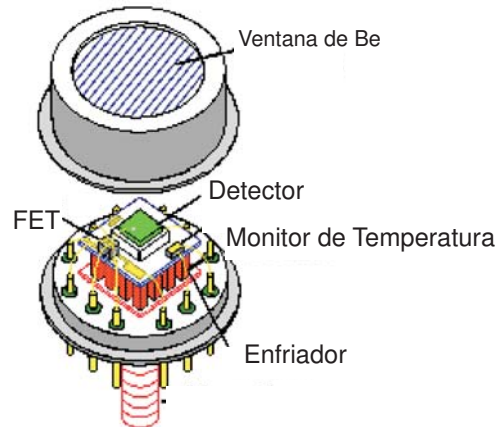


Figura 2.2: Diagrama del detector CdTe AmpTek XR-100T.

El detector está acoplado a una fuente de poder y amplificador formador (shaping amplifier) de la misma marca, modelo *PX2T*. Las señales son digitalizadas por un ADC y analizadas por un analizador multicanal marca Amptek, modelo Pocket MCA 8000A. En la Figura 2.3 se muestra una foto de la apariencia externa del detector y del sistema de colimación.

XR-100T, CdTe con el sistema de colimadores

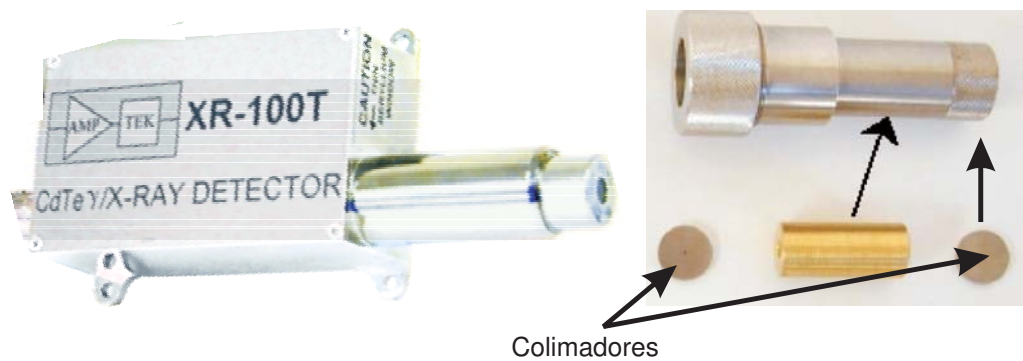


Figura 2.3: Detector CdTe Amptek XR-100T con el sistema de colimación.

El diodo semiconductor está compuesto por dos elementos: *Cd* ($Z=48$) en un 46.8358 %, y *Te* ($Z=52$) en un 53.1642 % por su masa, según el NIST [8]. Las principales características del detector y del amplificador se presentan en la Tabla 2.1 [7].

Tabla 2.1: Características nominales del detector CdTe XR-100T y del amplificador PX2T.

Diodo detector	CdTe XR-100T
Área del detector	$3 \times 3 \text{ mm}$ (9mm^2)
Espesor del detector	1 mm
Resolución en energía (^{57}Co , 122 keV)	1.2 keV
Corriente oscura	5×10^{-3} cuentas/s
Espesor de la ventana de Be	250 μm
Pulso de entrada	20 mV \sim 30 keV en MCA
Alimentación del preamplificador	$\pm 8 \text{ V}$ @ 25mA
Alimentación del detector	+ 400 V @ μA
Sensibilidad del preamplificador	0,82 mV /keV
Polaridad del preamplificador	negativa
Conexiones	2 BNC y 1 Lemo/6 pin
Amplificador	PX2T
Polaridad	Positiva unipolar
Tiempo para dar forma	3 μs
Ancho del pulso	7.2 μs FWHM
Forma del pulso	7 polos <i>triangular</i>
Conexiones	2 BNC y 1 Lemo/ 6 pin

Ventajas y desventajas del detector CdTe XR-100T

Se eligió este detector para medir los espectros de los tubos de rayos X debido a que ofrece ventajas con respecto de otros detectores de rayos X/ γ como serían, por ejemplo, detectores de *GeHp*, *Si*, y *CdZTe* (*CZT*). Las principales ventajas del detector *CdTe* para este trabajo son las siguientes:

1. El detector de *CdTe* opera a una temperatura de -50°C , enfriado por un circuito Peltier (termoeléctrico). Esto representa una ventaja práctica respecto de otros detectores de radiación como el *GeHp* o *Si*, que deben ser enfriados a temperaturas criogénicas con nitrógeno líquido (77K) [7].
2. Debido a que el detector de *CdTe* está colimado y es portátil, es posible usarlo en distancias fuente-detector relativamente cortas [9][10][11].
3. Este tipo de detectores ya se han utilizado para medir espectros en equipos de mamografía, mostrando un buen acuerdo (sin necesidad de correcciones) con respecto de

espectros de referencia [10] [12].

4. El detector ofrece una resolución en energía suficientemente buena para nuestros objetivos (≈ 1 keV para fotones de 100 keV).
5. El detector cuenta con contactos tipo Schottky ¹ lo que reduce la corriente de fuga en comparación con detectores ohmicos como el *CZT* (ánodo-cátodo con *Pt*), permitiendo usar un voltaje de alimentación más alto en el detector [13] [14] [15] [16].
6. El detector de *CdTe* tiene un mejor transporte de carga en comparación con *CZT*, dando lugar a una mejor sensibilidad. Debido a que el "hole tailing"² y el ruido electrónico (corriente oscura) son reducidos, la resolución es mejor que para el *CZT* [14].
7. La electrónica del detector tiene un circuito discriminador de tiempo de subida para los pulsos (Rise Time Discrimination) el cual elimina los pulsos generados en la parte más profunda del detector [15] [17].

Algunas desventajas de este detector son:

1. En el intervalo de energías de interés para este trabajo ocurren dos procesos de escape. Estos ocurren para fotones de energías mayores que 26.5 keV para el Cd y 31.5 keV para el Te [10] [11] [18].
2. La resolución en energía del *CdTe* es peor que la resolución de un *Si* o de un *GeHp*.
3. Por ser un detector tipo Schottky sufre de un efecto de polarización que disminuye la calidad del espectro conforme aumenta el tiempo de polarización del detector [16] [19].

2.2.1. Linealidad de la respuesta del detector

Estas pruebas tienen como objetivo caracterizar el funcionamiento, de la electrónica y los elementos asociados al detector CdTe XR-100T.

Linealidad de la electrónica respecto del voltaje de entrada

Para realizar la prueba de linealidad se usó un generador marca *Ortec* (*Precision Pulse Generator*) y un osciloscopio marca *Tektroniks* modelo *TDS 2014*. Las condiciones de operación fueron las siguientes: ganancia fija en la perilla (1.5 u.a) del amplificador, *RTD* (*Rise Time Discriminator*) encendido en el amplificador de forma, 256 canales en el *MCA*, umbral

¹Ánodo multicapa con *In* y *Ti*, y cátodo con *Pt*.

²Este efecto consiste en una pérdida de la señal cuando un par electrón hoyo es generado en profundidad del diodo, es llamado comunmente mala colección de carga.

de 1 canal (Software del MCA, PMCA), anchura de pulso de 590 ns, polaridad positiva, con un Rise Time de 50 ns. Se verificaron el voltaje y la duración de estos pulsos de entrada en el osciloscopio. La prueba consistió en acumular 1000 cuentas en cada pico mientras la señal de entrada (voltaje) se varió entre 10 mV hasta 620 mV.

Linealidad de la electrónica respecto de la ganancia del amplificador

Para realizar esta prueba se usó el mismo generador de pulsos y el mismo osciloscopio que en la prueba anterior, y con el mismo arreglo experimental. Las condiciones de operación fueron: 256 canales en el MCA, 1 canal de umbral, 590 ns de ancho de pulso, 50 ns de tiempo de subida, pulsos con una altura de 100 mV. La prueba de linealidad consistió en acumular 1000 cuentas en cada pico y cambiar la ganancia del amplificador. El intervalo en la ganancia fue desde 0.1 hasta 10.

Linealidad respecto de la energía de los rayos γ

Para realizar esta prueba se usó una fuente radiactiva de ^{241}Am . El ^{241}Am tiene una vida media de 238 años, decae por emisión de partículas alfa a ^{237}Np . Existen emisiones γ de 59.54 keV y rayos X de 13.95 y 17.94 keV del ^{237}Np . Conociendo la energía de estas emisiones se logró calibrar el detector en energía y se usaron estos tres picos para comprobar la linealidad del MCA respecto de la energía.

2.2.2. Eficiencia de detección completa de energía

La eficiencia de detección del detector no es del 100 % debido a que, en primer lugar, no todos los rayos X incidentes interaccionan en el CdTe y, en segundo lugar, a que no todos los que interaccionan depositan la totalidad de su energía en el volumen sensible. Es posible corregir por el primer efecto aplicando simplemente la ley de atenuación exponencial, de tal manera que el número de fotones que van a interaccionar con el detector es:

$$I_{ab} = I_0 \exp[-\mu_{(Be)}(E)t_{(Be)}] \exp[-\mu_{Pt}(E)t_{Pt}] (1 - \exp[-\mu(E)t]_{CdTe}), \quad (2.1)$$

en que I_{ab} es el número de fotones que interaccionan con el CdTe, I_0 es el número de fotones incidentes, $\mu(E)$ y t son el coeficiente lineal de atenuación y el espesor de CdTe respectivamente, $\mu_{(Be)}(E)$ y $t_{(Be)}$ son el coeficiente lineal de atenuación y el espesor de la ventana del Be del detector (250 μm), $\mu_{Pt}(E)$ y t_{Pt} son el coeficiente lineal de atenuación y el espesor del cátodo de Pt (200 nm).

Los procesos de depósito incompleto se refieren al efecto Compton en el CdTe y a el escape de rayos X de fluorescencia producidos en los átomos de Cd y de Te. La dependencia de estos procesos como función de la energía del fotón es compleja pues depende de las dimensiones del detector. Hemos utilizado la eficiencia calculada por Miyajima [18] a través de una simulación Monte Carlo (MC) para un detector idéntico al nuestro expuesto en condiciones similares.

2.2.3. Kit de colimadores

La calidad de los espectros medidos disminuye (por apilamiento³) con una alta tasa de conteo, y no siempre es posible medir el espectro a grandes distancias, el detector cuenta con colimadores de W de diferentes diámetros pequeños para reducir la tasa de conteo en el detector. El kit de colimación cuenta con 7 colimadores de distintos diámetros, tal como se presenta en la Tabla 2.2

Debido a que no se había caracterizado previamente el kit de colimación de este detector, se realizó un estudio para conocer los diámetros de los mismos.

Tabla 2.2: Diámetros y espesores nominales de los colimadores de W del detector CdTe XR-100T.

Diámetro (μm)	Espesor (mm)
2000	2
1000	2
400	2
200	2
100	2
50	1
25	1

En este trabajo se realizó una normalización por el área de detección, para lo cual se midió, de dos formas distintas, el diámetro efectivo de los colimadores (se analizaron ambos lados del colimador). El primer método se basó en las imágenes obtenidas con un microscopio electrónico de bajo vacío *JSM – LV5600*, del Laboratorio Central de Microscopía del IFUNAM, usando la técnica de electrones secundarios. Los parámetros de operación fueron una diferencia de potencial de 20 kV, con una corriente de $66 \mu\text{A}$. Las muestras se pusieron

³El apilamiento es la incapacidad del detector y su electrónica para poder analizar cada señal producida por un fotón por separado, cuando la tasa de detección es demasiado alta.

en el microscopio de barrido, y una vez que se localizó el hoyo de cada colimador, se obtuvo una imagen. En ésta se midió el diámetro del colimador en 7 direcciones, usando el Software del sistema *JEOL/SEM*.

El segundo método fue una medida directa de la transmisión de rayos X por cada colimador. Se irradió el detector en la misma posición, con distintos colimadores y bajo las mismas condiciones de operación de un tubo de rayos X. Se compararon las integrales de los espectros con cada colimador (de cada lado). Para esta prueba se usó el tubo Oxford Instruments Apogee con ánodo de *Mo* (OAMo), con un voltaje de 15 *kV*, una corriente de 0,1 mA y un tiempo de exposición de 30 s. Los espectros se midieron a una distancia fuente-detector de 80 *cm*. Todas las medidas fueron corregidas por el tiempo muerto de la electrónica del detector dado por el software Pmca.

2.2.4. Deriva en la respuesta del detector

La deriva en la respuesta del detector es un problema que merece ser mencionado ya que puede afectar las medidas. Este problema se presentó cuando se calibró el detector con una fuente de ^{241}Am y se observó que la integral del espectro disminuía de manera sistemática conforme aumentaba el tiempo de operación del detector. Por ejemplo, la tasa de conteo registrada en el MCA disminuía hasta en un 2.3 % después de una hora de operación, y el comportamiento se hacía más severo a medida que transcurría el tiempo. Este comportamiento se hizo evidente al evaluar las integrales desde 0 hasta 70 keV del espectro de ^{241}Am acumulados durante 15 minutos, medidos consecutivamente, como función del tiempo transcurrido desde que se encendió la electrónica del detector.

Buscando solucionar el problema se realizaron pruebas relativas a la conexión a tierra del detector y se investigó una posible falla en el circuito de enfriamiento (ambas con resultado negativo). Usando un generador de pulsos rápidos NIM se introdujeron pulsos a la entrada test del detector observando también el problema de deriva.

Se ha informado de un comportamiento similar en la literatura y en reportes de los fabricantes del detector, debido a un fenómeno de polarización en los contactos del diodo [16] [19]. Se menciona que existe una pérdida de la resolución en energía y número de cuentas como función del tiempo. Particularmente, los detectores más delgados y con mayor voltaje de alimentación tendrían un efecto de polarización menor y bastaría con apagar el voltaje de alimentación durante algunos segundos para recuperar la respuesta del detector.

2.3. Características de los tubos de rayos X

El *Laboratorio de Física Médica del IFUNAM* cuenta con tres tubos de rayos X Oxford Instruments: UltraBright *W* (OUW), Apogee serie 5000 *W* (OAW), Apogee serie 5000 *Mo* (OAMo). Las características nominales de cada tubo se presentan en las tablas 2.3 y 2.4:

Tabla 2.3: Características nominales del tubo OUW

Voltaje de operación	10-90 kV
Corriente del filamento	0-2000 μ A
Potencia	20-80 W
Ángulo del cono	33 grados
Ángulo del blanco	15/30 grados
Diámetro de la ventana de salida	9.5 mm
Espesor de la ventana (Be)	250 μ m
Tamaño de la mancha focal	14-40 μ m

Tabla 2.4: Características nominales de los tubos Apogee (W/Mo)

Voltaje de operación	4-50 kV
Voltaje del filamento	2.2V@50kV/1mA
Corriente del filamento	1.7 μ A
Corriente	0-1 mA
Potencia	50 W
Ángulo del cono(Ver Fig. 2.7)	22-24 grados
Ángulo del blanco	15/30 grados
Diámetro de la ventana de salida	9.5 mm
Tamaño de la mancha focal	35 μ m

2.3.1. Rendimiento de los tubos

Las medidas de rendimiento tienen como propósito verificar el buen funcionamiento de los tubos de rayos X y validar la normalización del producto de la corriente y el tiempo. La descripción del funcionamiento de los tubos de rayos X se encuentra en la sección A.1.

El rendimiento del tubo se definió en este trabajo como el kerma en aire (K_{aire}) producido por los rayos X a una distancia dada, en función del número de electrones generados en el tubo ($I \times t$, llamado mAs). El mAs comúnmente denota el producto de la corriente de electrones (medida en mA) multiplicada por el tiempo de exposición (medido en s). El mAs es una medida del número de los electrones que produjeron los rayos X. Para un dado voltaje de operación (kV) se espera que el rendimiento sea directamente proporcional a $I \times t$.

Se midió el kerma en aire con una cámara de ionización (CI) Rad Cal de 6 cc, con un electrómetro Rad Cal modelo 2026C, ambos calibrados en el ININ⁴. Para medir el rendimiento de cada tubo se fijó el voltaje de operación (kV) y se varió el tiempo de exposición y/o la corriente. Se obtuvieron además lecturas en que únicamente se varió el tiempo de exposición; con estas últimas se calculó el “tiempo muerto” de los tubos de rayos X, haciendo un ajuste lineal del kerma en aire como función del tiempo. La CI se ubicó a una distancia de 0.55 m de la mancha focal del tubo. Se eligió esta distancia, ya que el protocolo de la IAEA [20] recomienda medir el kerma en aire a distancias mayores que 30 cm, para disminuir la contribución de radiación dispersa generada cerca del tubo.

2.3.2. Medidas de kerma en aire y distribución angular de los rayos X

Estas medidas tienen como objetivo caracterizar el haz mediante el kerma en aire y obtener la distribución angular de los haces de rayos X en direcciones horizontales y verticales respecto del eje central del haz. El arreglo experimental para medir el kerma en aire y la distribución angular se montó sobre una mesa óptica marca Thor Labs de $1,5m \times 1m$. Se usó esta mesa para aprovechar su estabilidad y facilidad para fijar sobre ella los equipos y materiales.

Las medidas del kerma en aire reportadas en la sección de resultados están normalizadas (factor Fn_k) por la distancia al cuadrado (a 1 m) y por el producto de corriente por el tiempo (a 1 mAs), esto es:

$$Fn_k = \left(\frac{d}{1m}\right)^2 \times \left(\frac{1mAs}{I \times t}\right), \quad (2.2)$$

en que d es la distancia fuente-detector, I es la corriente del tubo en mA, y t es el tiempo de exposición en segundos. A continuación se describe el arreglo experimental usado para medir el kerma en aire y la distribución angular de los rayos X para cada tipo de tubo.

⁴Certificado 636 R-X(D), Factor de calibración $N_Q=0.0086$ Gy/unidad de escala

Tubo Oxford Instruments Ultrabright W (OUW)

Para realizar las medidas de kerma en aire y distribución angular, se montó horizontalmente el tubo OUW, y se logró que el eje central del haz correspondiera con una de las direcciones principales de la mesa óptica. El tubo OUW se montó con una inclinación de 30° respecto de una de las líneas perforadas de la mesa. La Figura 2.4 muestra un esquema geométrico de la salida del tubo. El tubo emite aproximadamente de manera uniforme dentro de un cono de ángulo (completo) de 33° . La emisión más allá del cono es fuertemente anisótropa debido al efecto talón [21]. Las especificaciones reportan emisión hasta en 42° en una dirección, y 33° en la otra.

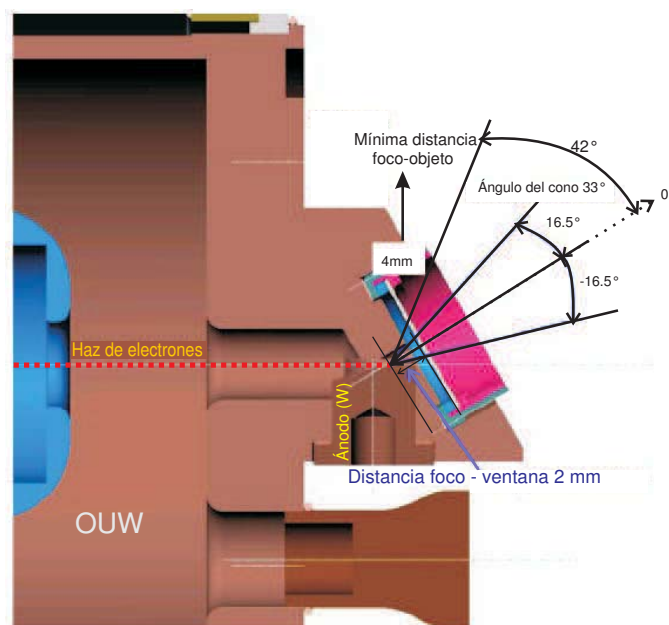


Figura 2.4: Diagrama con las medidas nominales del tubo OUW en un plano horizontal (la mesa óptica estaría en un plano paralelo a la página abajo del diagrama).

Después de haber fijado el tubo OUW, se colocó la cámara de ionización sobre el eje central nominal del haz a una distancia de 41 cm respecto de la mancha focal del tubo, tal como se muestra en la Figura 2.5. Se obtuvieron medidas de kerma en aire modificando la potencia y manteniendo fijo el tiempo de exposición y el voltaje de operación (kV). También se dejaron fijos la potencia y el tiempo, y se modificó el voltaje de operación. Por último, se efectuaron medidas cambiando el tiempo de exposición y se dejaron fijos la potencia y el voltaje de operación. Ya que este tubo se opera controlando la potencia (P) y los resultados

se reportan en función de corriente, se debe de recordar que:

$$P[W] = V[kV]I[mA] \tag{2.3}$$

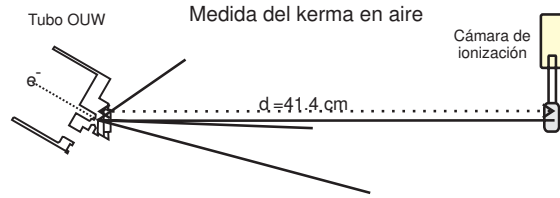


Figura 2.5: Diagrama con el arreglo experimental usado para medir el kerma en aire del tubo OUW.

Las medidas de la distribución angular (en la dirección horizontal) del haz de rayos X se realizaron montando la CI sobre un riel perpendicular al eje central nominal del haz, de acuerdo con la Figura 2.6. Las medidas fueron corregidas por el inverso de la distancia al cuadrado (debido a que se modificaba la distancia fuente-objeto), por la dependencia angular del espesor de filtro (0,1 cm) y se presentarán en la sección de resultados las medidas normalizadas respecto de su máximo valor y promediadas para varios voltajes de operación (kV). Para corregir por estos 2 efectos, se realizaron los siguientes cálculos:

$$F_{CDA} = \left(\frac{d}{\sqrt{d^2 + l^2}} \right)^2 \left(\frac{\exp(-0,1cm\rho(\mu/\rho))}{\exp\left(-\frac{0,1cm}{\cos\theta}\rho\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\right)} \right)_{Al}, \tag{2.4}$$

en que los parámetros se definen en la Figura 2.6, y μ y ρ son el coeficiente lineal de atenuación y la densidad del Al, respectivamente.

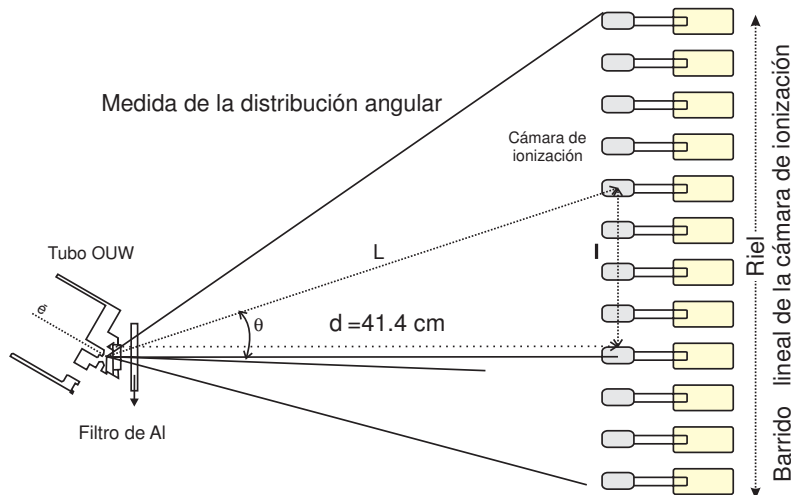


Figura 2.6: Diagrama del arreglo experimental para medir la distribución angular del haz del tubo OUW. La CI se trasladó sobre un riel y se realizaron medidas a lo largo del mismo.

Las medidas de distribución angular del haz en la dirección vertical al eje central del haz, se realizaron sobre un soporte universal, con la misma CI. Las medidas se corrigieron de manera similar a las inmediatas anteriores.

Tubos Apogee Mo y W

En la Figura 2.7 se presentan los valores nominales de la amplitud del cono de emisión y de la distancia de la superficie exterior al punto de emisión. Para los tubos Apogee se usó una

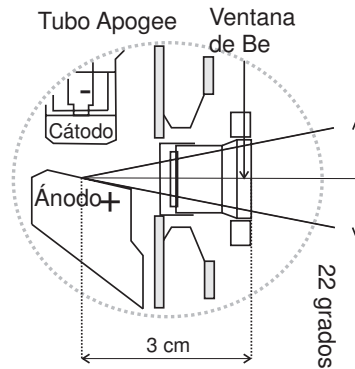


Figura 2.7: Diagrama geométrico con valores nominales de los tubos Apogee. El ángulo del cono es de 22° , ver Tabla 2.4.

alineación más sencilla, ya que se montó el tubo en forma vertical (dirección cátodo-ánodo) como se muestra en la Figura 2.8. El kerma en aire se midió con la misma CI a una distancia fija y la distribución angular en este caso se midió en planos verticales (usando un soporte universal) y horizontales (usando un riel). Los datos se corrigieron y normalizaron de manera similar a la empleada con el tubo OUW.

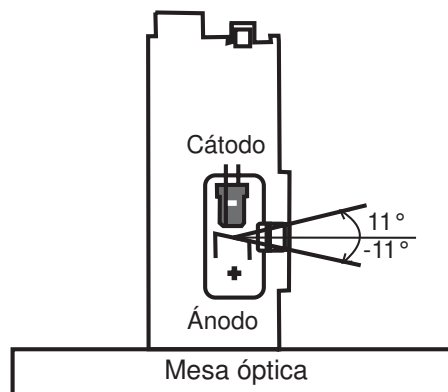


Figura 2.8: Diagrama de instalación de los tubos Apogee en un plano vertical. Se muestra el sistema coordinado utilizado para medir la distribución angular en la dirección vertical.

2.4. Medición de los espectros

Las medidas de los espectros de rayos X de los tres tubos, se realizaron con el detector CdTe XR-100T, sobre la misma mesa óptica que se utilizó para las medidas de kerma en aire. Se alineó el detector (con un láser) en el centro de la ventana del tubo de rayos X. En la Figura 2.9 se muestra el circuito asociado al detector. Durante el desarrollo de este trabajo experimental resultó evidente que para medir espectros de calidad hay que tomar en cuenta tres elementos clave:

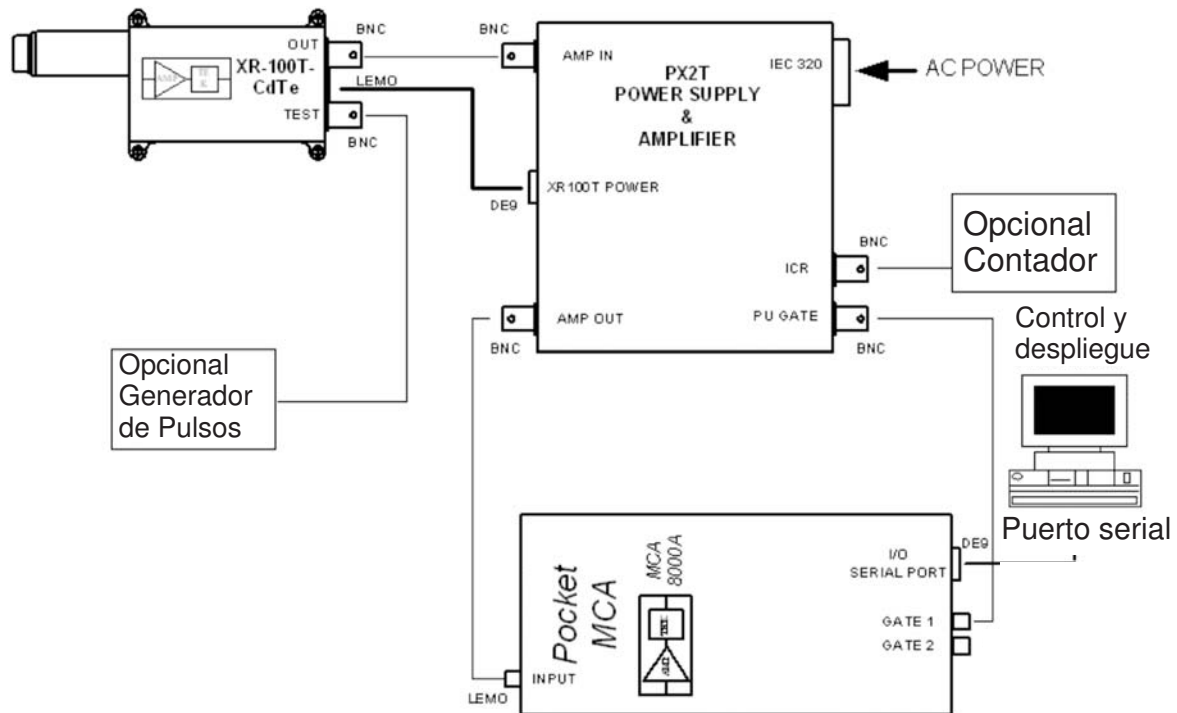


Figura 2.9: Diagrama con los elementos y conexiones usadas en el detector CdTe.

1. Alineación. La alineación del haz con el detector colimado debe ser rigurosamente precisa. Para entender la precisión de la alineación, basta considerar el diámetro del colimador típicamente $100 \mu\text{m}$ con un grosor de 1 mm, a una distancia de hasta 82 cm de la fuente de rayos X. Para lograr la precisión necesaria se instaló un láser adentro del cilindro que contiene el detector y se alineó al centro de la ventana del tubo. Luego, manteniendo las posiciones relativas fijas, se reemplazó el láser con el colimador. Una mala alineación del detector puede contribuir a detectar menos fotones directos, detectar radiación dispersa y, por consiguiente, obtener un espectro de mala calidad.
2. Tasa de conteo. El fenómeno de apilamiento aparece cuando el detector recibe una alta

tasa de fotones y su electrónica no es capaz de discriminar pulsos individuales (generalmente, esto se presenta para tasas de conteo mayores que 1000 cuentas por segundo). El apilamiento provoca pérdidas de resolución en energía del detector, corrimiento del espectro a la derecha en el despliegue del MCA y aparición de señales mayores que el máximo esperado. El apilamiento siempre va acompañado de tiempo muerto en la electrónica. El tiempo muerto reduce los fotones detectados de manera uniforme en el espectro. Se puede mantener una tasa de conteo aceptable a partir de las siguientes acciones:

- a) Reducir el área activa del detector, usando colimadores enfrente de él.
 - b) Aumentar la distancia fuente-detector esperando una reducción proporcional al inverso de la distancia al cuadrado (se debe tomar en cuenta la atenuación en el aire).
 - c) Disminuir la corriente del tubo.
 - d) Usar un filtro, recordando que el filtro modificará la forma del espectro.
3. Estadística. El proceso de detección de fotones es un proceso estocástico con lo cual el número de fotones detectados presentará fluctuaciones estadísticas que afectan la precisión de las medidas. La precisión deseada en este trabajo, debido a que se parametrizarán los espectros, es de alrededor del $\pm 2\%$ para la sección central del espectro. Para lograrlo se requieren unos 3000-4000 fotones por cada canal. El cociente señal (S) a ruido (σ), (SNR), en este caso, considerando una estadística de Poisson sería [21]:

$$SNR = \frac{S}{\sigma} = \frac{S}{\sqrt{S}} = \frac{4000}{63} = 0,016. \quad (2.5)$$

El número de cuentas (señal) que se acumuló para todas las medidas en la región central de los espectros fue cercana a 4000.

Todos los espectros se acumularon en 256 canales, con una ganancia de 1,5 y RTD activado. Se realizó una normalización por: corriente por tiempo, área de detección y distancia (1 m). En la relación 2.6 se presenta el factor de normalización aplicado a los espectros de los 3 tubos de rayos X:

$$Fn_{ES} = \left(\frac{d}{1m} \right)^2 \left(\frac{1mAs}{It} \right) \left(\frac{\text{Área del píxel}}{\phi^2\pi} \right), \quad (2.6)$$

en que d es la distancia mancha focal-detector, I es la corriente del tubo, t es el tiempo de exposición, ϕ es el radio del colimador usado en el detector (CdTe) y el área del píxel (2500

μm^2) es la superficie de cada elemento sensible en el detector digital de panel plano Rad-Icon.

Los espectros normalizados por el factor Fn_{ES} quedan expresados en número de fotones por canal (usando la misma ganancia en el amplificador) incidentes sobre un píxel ($50 \times 50 \mu m$) ubicado a 1 m de distancia del detector por 1 mAs. En la Tabla 2.5 se presentan los valores de distancia, diámetro del colimador usado y la carga del tubo (mAs) que usaron para medir los espectros.

Tabla 2.5: Distancia, diámetro del colimador, y carga usados para medir los espectros de los tres tubos.

Tubo	d (m)	2ϕ (μ m)	$I \times t$ (mAs)
OUW	0,55	100	(0,2)(30)
OAW	0,73	100	(0,1)(60)
OAMo	0,73	100	(0,2)(15)

Los espectros fueron corregidos por tiempo muerto en la electrónica (el programa PMCA cuantifica el tiempo muerto). Para la ganancia (1,5 en perilla) escogida, en la modalidad de 256 canales, el pico de 60 keV se ubicaba en el canal 162, por lo que el tamaño de bin, es decir el ancho de energía que corresponde a un canal, es de 0,36641 keV.

Debido a que es conveniente para las simulaciones y cálculos, que los espectros tengan un ancho de energía (bin) de 0,5 keV se realizó una conformación (rebinning) del ancho de energía de los espectros. Esto se realizó con una interpolación lineal en *MATLAB* usando el comando *interp1*, con el que se cambió el ancho de energía a 0,5 keV, reajustando los contenidos de la variable independiente (eje x la energía). Por sí solo este comando no renormaliza el número de cuentas, por lo cual, se multiplicó la variable dependiente (eje y número de cuentas por unidad de energía) por $(0,5/0,36641)=1,364$. Al multiplicar este factor por los valores del eje y , la integral total del espectro se mantiene constante a pesar de la conformación.

2.5. Parametrización de los espectros

La parametrización de los espectros medidos tiene como objetivo obtener los parámetros de una expresión analítica que reproduzca las medidas. La parametrización se realizó conforme al modelo polinomial propuesto por J. Boone et al. [5].

El modelo postula que el número de fotones por unidad de área (Φ), a una energía E , producidos en un tubo con un voltaje de operación V puede describirse por la relación:

$$\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E], \quad (2.7)$$

en que $a[E]$, $b[E]$, $c[E]$ y $d[E]$, son los coeficientes de un polinomio de grado 3. En este trabajo se usó el comando *Polyfit* de *MATLAB* para encontrar los coeficientes de los polinomios de grado 3 por medio de mínimos cuadrados. Hay que recordar que la parametrización de los espectros se realizó con los espectros normalizados, corregidos y conformados a un ancho de energía (bin) de 0.5 keV.

El método de parametrización de los espectros se explica gráficamente en las Figuras 2.10 y 2.11. En la Figura 2.10 se presentan 7 espectros medidos a diferentes voltajes de operación, indicando con letras f, g, h el caso de la obtención del polinomio para fotones de 15 keV (Figura 2.11).

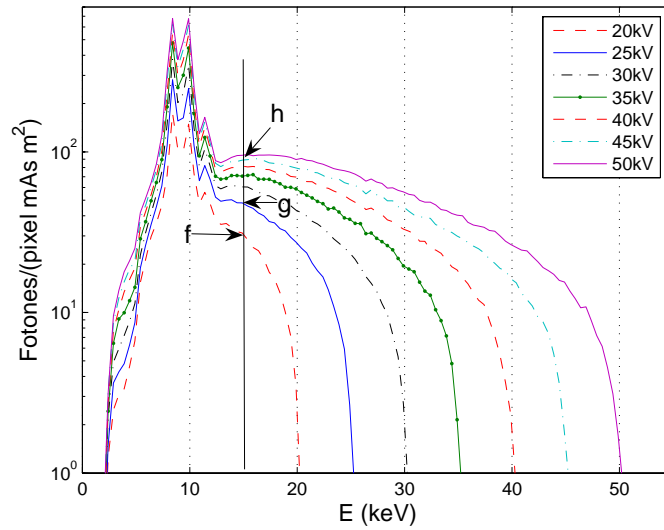


Figura 2.10: Serie de espectros para tubo OAW. Se señala la energía de 15 keV y los valores f, g y h , correspondientes a voltajes de operación de 20, 25 y 50 kV.

En la figura 2.11 se muestra la interpolación polinomial completa, los valores de $\Phi(15\text{keV}, V)$ y las marcas f, g, h , correspondientes a un voltaje de operación de 20, 25 y 50 kV.

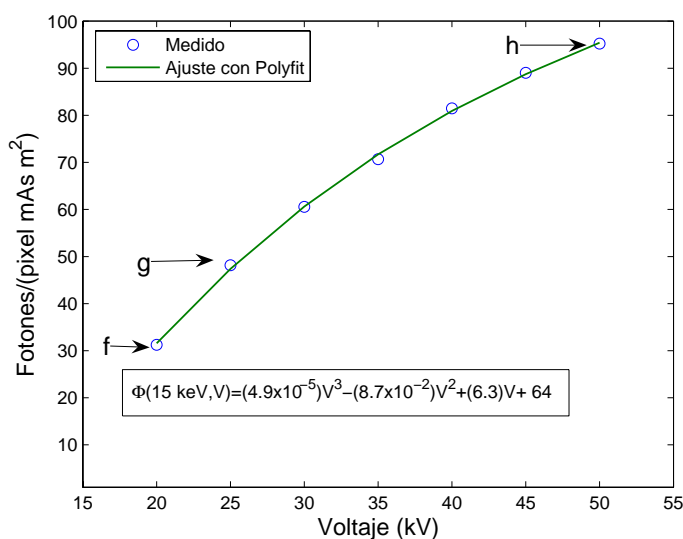


Figura 2.11: Valores de la fluencia para 15 keV. Se señalan los valores f , g y h de la Figura 2.10 y la curva muestra el ajuste polinomial. Se presentan los parámetros del ajuste polinomial.

El ajuste de cada polinomio (ver sección B.4) resulta en los coeficientes $a[E]$, $b[E]$, $c[E]$ y $d[E]$, con los cuales se formará una matriz (185×4) para reconstruir los espectros⁵. Usando la relación 2.7 se obtiene la fluencia para cada energía (cada 0,5 keV), dado el voltaje de operación V .

2.6. Haces estándares según parámetros internacionales del NIST

Los haces estándares del National Institute of Standards and Technology (NIST) [22] son un conjunto de haces de fotones de rayos X caracterizados por su calidad (dureza o penetrabilidad). La calidad de un haz se puede modificar por el voltaje de operación, el ánodo y la filtración. La capa hemirreductora CHR describe de manera sencilla la calidad de un haz. La CHR es el espesor necesario de un material de referencia (en este caso Al) para reducir a la mitad el kerma en aire inicial de los rayos X, y está definida operacionalmente en la relación 2.8, basada en medidas de kerma en aire [23]

$$CHR = \frac{t_b \ln(2K_a/K_0) - t_a \ln(2K_b/K_0)}{\ln(K_a/K_b)}, \quad (2.8)$$

en que K_0 es el kerma inicial, K_a es la lectura de kerma ligeramente mayor que la mitad

⁵Cada renglón corresponde a una energía dada, la matriz aparece en la sección B.5, el número de renglones disminuyó de 256 a 185 por la conformación.

de K_0 , y t_a corresponde al espesor de material de referencia usado para obtener K_a . K_b es la lectura de kerma apenas menor que la mitad de K_0 y t_b es el espesor de material de referencia que se usó para obtener K_b .

En el *Laboratorio de Física Médica del IFUNAM* se buscó simular⁶ algunos haces estándares del NIST, ya que esto podrá facilitar la comparación con otros trabajos y simulaciones hechas en otros laboratorios. El estudio con haces estándares únicamente se realizó para el tubo OUW.

El arreglo experimental para medir las CHR es parecido al mostrado en la Figura 2.6. La distancia fuente-detector fue de 55 cm y se usaron distintas láminas de Al de diferentes espesores con purezas de al menos 99.99 %. Los haces estándares simulados fueron el L30, L50, M40, M50 y H20⁷. La Tabla 2.6 presenta las características nominales de estos haces según el NIST.

Tabla 2.6: Características de los haces estándares de un tubo con ánodo de W del NIST.

Nombre	Voltaje (kV)	Filtrado (mm de Al)	CHR (mm de Al)
L30	30	0,3	0,23
L50	50	0,71	0,79
M40	40	0,89	0,74
M50	50	1,07	1,04
H20	20	1,01	0,36

2.7. Energía efectiva para los espectros filtrados

La energía efectiva (E_{ef}) se define como la energía de un haz monoenergético de fotones que tiene un coeficiente de atenuación igual a $\ln(2)/CHR$, en que CHR es la capa hemirreductora del haz polienergético de interés [24].

La energía efectiva es útil para describir la calidad de un haz polienergético en términos, de un haz monoenergético "equivalente". La E_{ef} de los espectros medidos se calculó por medio de la filtración analítica (atenuación exponencial en Al puro). La CHR calculada se obtuvo usando la relación 2.8. Dada esta definición, es necesario convertir el espectro de

⁶Se usó un tubo de rayos X con el mismo ánodo (W), voltajes de operación iguales y un filtrado (Al) similar a lo usado en el NIST, se obtuvieron las CHR con la CI y varios grosores de Al como material de referencia.

⁷Según la nomenclatura del NIST los haces menos filtrados inician con "L", los haces medianamente filtrados inician con "M", y los altamente filtrados con "H"

energía a un espectro de exposición, con las relaciones 2.9-2.12. Modificación la ecuación 2.23 del texto de Attix [24] se tiene:

$$\begin{aligned}
 X &= \Psi[J/m^2] \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,aire} [m^2/kg] \left(\frac{e}{W} \right) [C/J] \\
 X &= \Psi \left[\frac{keV}{m^2} \right] \left(\frac{m^2}{10^6 mm^2} \right) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \left[\frac{m^2}{kg} \right] \left(\frac{10^4 cm^2(1kg)}{m^2(10^3g)} \right) \left(\frac{e}{W} \right) \left(\frac{C}{J} \right) \left(\frac{1J}{1,6 \times 10^{-16} keV} \right) \\
 X &= 1,83 \times 10^9 \left(\frac{C}{keV} \right) \Psi \left(\frac{keV}{mm^2} \right) \left(\frac{mm^2}{10^6 \mu m^2} \right) \left(\frac{2500 \mu m^2}{pixel} \right) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \left(\frac{cm^2}{g} \right) \quad (2.9)
 \end{aligned}$$

En la ecuación 2.9 X está dada en (C/g) . Para expresarla en unidades (obsoletas) de mR se tiene:

$$X(mR) = (3,876 \times 10^{-3})(4,575 \times 10^3) \Psi \left(\frac{keV}{pixel} \right) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \left(\frac{cm^2}{g} \right) \quad (2.10)$$

Para un espectro continuo se tiene:

$$X(mR) = 17,7 \int_{E_{min}}^{E_{max}} \Psi(E) \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right) dE. \quad (2.11)$$

Para llegar a kerma en aire se recuerda que:

$$K(mGy) = 0,00876 X(mR). \quad (2.12)$$

2.8. Estimación de la dosis impartida

El objetivo de usar dosímetros termoluminiscentes (DTL) TLD-100 (LiF:Mg,Ti) es obtener una estimación de la dosis recibida en la piel del ratón y estimar la dosis en profundidad en un cuerpo.

Estimación de la dosis usando TLD-100

Se eligieron 30 dosímetros termoluminiscentes TLD-100 (LiF:Mg,Ti) (ver apéndice B), cuya respuesta individual a una dosis fija impartida por una fuente de $^{90}Sr/^{90}Y$ resultó estar dentro de un ± 9 % del valor promedio de un lote.

Se irradiaron los DTL con rayos X del tubo OAW a tres voltajes (30, 40 y 50 kV), filtrando con 1 mm de Al. Se eligió una carga (mAs), que impartiera aproximadamente el mismo kerma en aire (en seno de aire) medido con la CI, ($\approx 2,4$ y 6 mGy) a 22 cm de distancia de la mancha focal en el centro del haz. En este punto se ubica el motor de pasos que hace girar el objeto de estudio en el microCT.

El protocolo de uso de los dosímetros consistió en hornearlos durante 1 hora a 400°C seguido por un horneado de 2 horas a 100°C , enfriándolos rápidamente sobre una placa metálica. Las irradiaciones ocurrieron al menos 24 horas, y a lo más 48 horas, después del horneado. Las lecturas se realizaron con un lector Harshaw 3500 del *Laboratorio de Dosimetría del IFUNAM*, con flujo de N_2 , a una tasa de calentamiento de 10°C por s^{-1} hasta 300°C . La señal TL reportada es la integral de la curva de brillo.

En la Tabla 2.7 se presentan los parámetros de operación del tubo de rayos X y el valor del kerma en aire para las tres irradiaciones. Estos valores de kerma son suficientes para inducir una señal TL fácilmente detectable, por encima de la señal de fondo. Los distintos valores de la carga del tubo (mAs) se consiguieron variando el tiempo de irradiación, con una corriente fija de 0.2 mA para un voltaje de 30 kV, y 0.1 mA para 40 y 50 kV.

Tabla 2.7: Condiciones de operación del tubo para la irradiación de DTL

kV	t (s)	k (mGy)
30	14.20	2.04
	28.40	3.99
	42.65	5.98
40	14.65	1.98
	29.30	3.97
	43.95	5.98
50	10.00	1.98
	20.00	3.99
	30.00	5.98

A continuación se describen los tres arreglos experimentales para la irradiación de los DTL. En las tres irradiaciones, los DTL (TLD-100) estaban a la misma distancia del tubo de rayos X. Se eligió un maniquí de lucita (una placa) como material retrodispersor y atenuador por sus propiedades de retrodispersión y atenuación similares a las del objeto de estudio.

1. Irradiación en seno de aire (mínima radiación dispersa), Figura 2.12: Los DTL se montaron en el centro de un acetato vertical (sostenido por plásticos livianos) usando una película de mylar.
2. Irradiación en aire con retrodispersión⁸, Figura 2.13: Los DTL se montaron al frente y en contacto con un bloque de lucita de 1.5 cm de espesor y $8 \times 5 \text{ cm}^2$ de lado.

⁸La retrodispersión es generada por la lucita detrás del TLD-100. La retrodispersión depende de la energía del fotón incidente, del número atómico Z y de las dimensiones del retrodispersor.

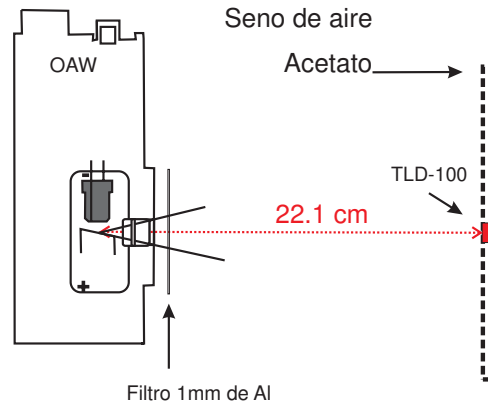


Figura 2.12: Arreglo experimental que simula condiciones en seno de aire.

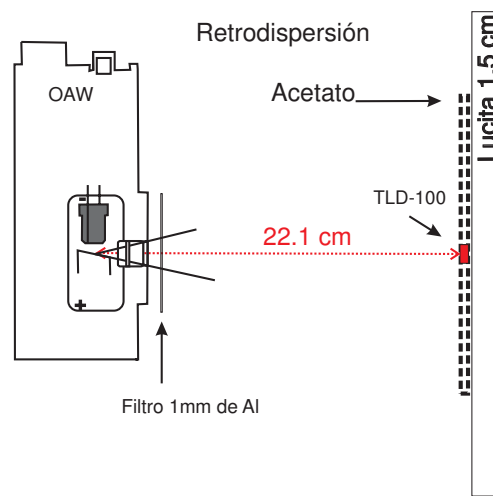


Figura 2.13: Arreglo experimental que simula condiciones de retrodispersión.

- Irradiación en aire con atenuación y retrodispersión, Figura 2.14: Los DTL se montaron en contacto con un par de placas de lucita, una al frente (0.5 cm de espesor) y una detrás (la misma placa que en el experimento anterior).

Con las lecturas obtenidas en 1 y 2 se calcularon los factores (para lucita) de retrodispersión B , y con las obtenidas en 2 y 3 se calculó la transmisión T . Estos factores se definen como:

$$B = \frac{\text{Señal con retrodispersión}}{\text{Señal en seno de aire}} \quad (2.13)$$

$$T = \frac{\text{Señal con atenuación y retrodispersión}}{\text{Señal con retrodispersión}} \quad (2.14)$$

De acuerdo con el protocolo de la AAPM [25] la dosis de entrada en superficie en un

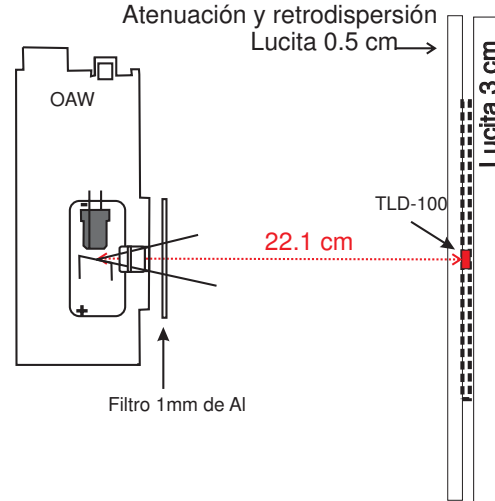


Figura 2.14: Arreglo experimental que simula condiciones de atenuación y retrodispersión.

maniquí de agua D_{ES} , en el mismo punto en el que se conoce el kerma en aire, se puede calcular de la siguiente forma:

$$D_{ES} = K_{aire} B \left(\frac{(\mu_{en}/\rho)_{agua}}{(\mu_{en}/\rho)_{aire}} \right)_{Eef}, \quad (2.15)$$

en que K_{aire} es el kerma en aire en el punto de interés, $(\mu_{en}/\rho)_{agua}$ y $(\mu_{en}/\rho)_{aire}$ son los coeficientes másicos de absorción de energía del agua y del aire a Eef , respectivamente, y B es el factor de retrodispersión (para lucita). A partir de D_{ES} se puede estimar la dosis impartida en profundidad, en este caso estimamos la dosis a 1.5 cm de profundidad, en el centro de un cuerpo cilíndrico de 3 cm de diámetro (el objeto de estudio en el microCT). Para hacer esta estimación, en este trabajo se atenuó D_{ES} de manera exponencial en agua considerando la energía efectiva del espectro incidente en cada exposición. El valor de D_P/D_{ES} se comparó con T . Las lecturas de los DTL se usaron directamente para calcular B y T , por lo cual no fue necesario una calibración de los DTL en términos de dosis o kerma.

2.9. Calidad de imagen

En este trabajo se cuantificará la calidad de una imagen plana obtenida del microCT a través del contraste (C) y el cociente señal a ruido (SNR), ambos definidos en el Apéndice A, relaciones A.33 y A.35, respectivamente. La evaluación de los parámetros de calidad de imagen se realizó para haces producidos en el tubo OAW con voltajes de operación de 30, 40 y 50 kV, filtrados por 1 mm de Al. La imagen que se evaluó fue obtenida con un detector digital de panel plano marca Rad Icon modelo Shad-o-Snap, que contiene una matriz de

2000×2048 píxeles, en contacto con una pantalla fluorescente de un grosor aproximado de 50 μm de GADOX, con una área efectiva de 10.16 cm por 10.13 cm, compuesto de 8 subpaneles individuales y un tamaño de píxel nominal de 50 μm de lado. Las imágenes se generaron con 12 bits. La transferencia de la imagen a la PC fue por medio de una interfase hecha en Lab View y el procesamiento de las imágenes fue hecho usando MATLAB.

Las imágenes evaluadas fueron las de un maniquí cuadrado (placa cuadrada) de lucita de 3 cm de lado y 0.5 cm de espesor. Sobre este bloque se colocó otro maniquí cuadrado de lucita, de 1.5 cm de lado y 0.5 mm de espesor; este objeto producirá un bajo contraste. Para obtener imágenes de alto contraste se pusieron huesos de pescado con un diámetro de 0.5 cm y 0.2 cm de espesor, estos huesos se ubicaron sobre la placa grande y junto a la placa pequeña de lucita. Los parámetros de operación del tubo OAW fueron: una corriente de 0.9 mA para un voltaje de 30 kV, 0.5 mA para un voltaje de 40 kV y 0.3 mA para un voltaje de 50 kV, todos con 1 s de tiempo de integración. Estos valores se escogieron porque las señales que se producen en las imágenes se encuentran dentro de una región de respuesta lineal del detector [26]. La superficie del maniquí grande se ubicó a 22 cm y el detector de panel plano se ubicó a 34.5 cm de la mancha focal del tubo.

Las imágenes procesadas en este trabajo fueron corregidas por inhomogeneidades en la respuesta de los paneles del detector y por los píxeles inactivos [26]. Para evaluar el contraste C (relación A.33), la imagen (lineal) se transformó en logarítmica. La Figura 2.15 muestra las regiones de interés que se analizaron. A pesar de las correcciones mencionadas, las imágenes procesadas aún mostraban diferentes respuestas dependiendo del subpanel correspondiente, sin embargo todas las imágenes se obtuvieron en el mismo arreglo espacial, por lo cual nuestros parámetros tienen valor relativo.

Se evaluó el cociente señal a ruido SNR (relación A.35) para las imágenes corregidas lineales (sin logaritmo). Dado que éstas se obtuvieron en la región lineal del detector, se escalaron a un tono de gris igual a 750, considerando respuesta lineal y dependencia del ruido con el tono de gris, de acuerdo con lo medido en la referencia [26].

Figura de mérito

Las figuras de mérito (FOM) evalúan el compromiso entre la calidad de imagen y la dosis impartida. En este trabajo se definen FOM basadas en el SNR para una señal constante (tono de gris igual a 750 en el detector) y las correspondientes dosis D_{ES} y D_P . La dos

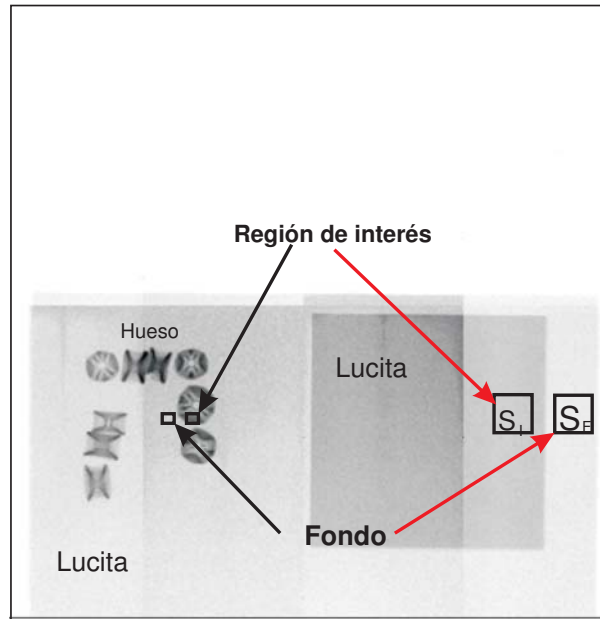


Figura 2.15: Imagen del maniquí con los objetos de bajo y alto contraste. Se indican las regiones de interés.

figuras de mérito se definen como:

$$FOM_{ES} = \frac{SNR^2}{D_{ES}} \quad (2.16)$$

$$FOM_P = \frac{SNR^2}{D_P} \quad (2.17)$$

Capítulo 3

Resultados

3.1. Características del detector CdTe Amptek XR-100T

3.1.1. Linealidad en la respuesta del detector

La Figura 3.1 muestra una gráfica del canal de salida del MCA como función del voltaje de entrada de los pulsos. Puede observarse que la respuesta de la electrónica es lineal.

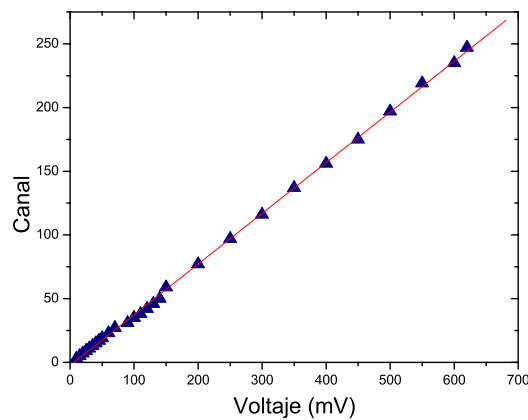


Figura 3.1: Canal como función del voltaje de la señal de entrada. La línea es una recta

A los datos obtenidos se les ajustó la relación lineal 3.1:

$$\text{Canal} = -(2,3 \pm 0,5) + (0,398 \pm 0,001)\text{Voltaje}(mV) \quad (3.1)$$

La Figura 3.2 muestra el canal de salida del MCA en función de la ganancia del amplificador para una señal de entrada fija (100 mV). Se observa una relación aproximadamente lineal, descrita por la relación 3.2. Durante todo el trabajo se usó una ganancia de 1.5.

$$\text{Canal}_{100mV} = (5 \pm 1) + (19,2 \pm 0,3)(\text{Ganancia}). \quad (3.2)$$

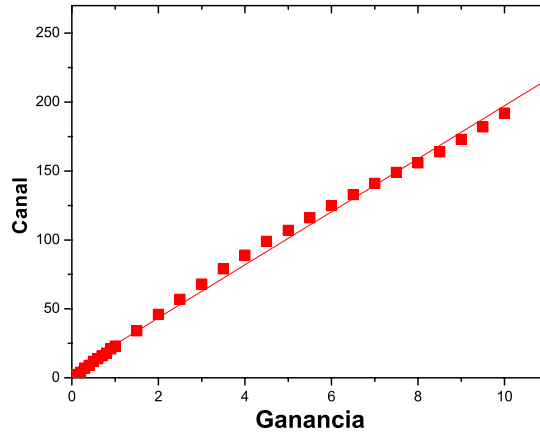


Figura 3.2: Canal en función de la ganancia para una señal de entrada fija (100 mV).

Se midió el espectro de los fotones de una fuente de ^{241}Am para calibrar el detector en energía. Para convertir de número de canal a energía se determinaron los centroides de los tres picos dominantes y se ajustó una línea recta a la relación entre canal y energía, tal como se aprecia en la Figura 3.3. La calibración en energía viene dada por la relación 3.3

$$E(\text{keV}) = (0,19 \pm 0,03)[\text{keV}] + (0,36 \pm 0,03)[\text{keV}/\text{canal}] \times \text{canal}, \quad (3.3)$$

En la Tabla 3.1 se muestran los centroides y la anchura a media altura $FWHM$ medidos para cada uno de los tres picos, obtenidos con el programa PMCA. La resolución en energía ($FWHM$) para la calibración del detector es comparable con la reportada por el vendedor.

Tabla 3.1: Valores de los centroides y del $FWHM$ para los tres picos de fotones de ^{241}Am

Centroide (keV)	FWHM (keV)	R_E medida (%)	R_E reportada (%)
13,95	0,59	4,3	2,8
17,92	0,55	3,1	-
59,54	0,68	1,1	0,8

La Figura 3.4 muestra el espectro de la fuente radiactiva de ^{241}Am . Se aprecia la línea dominante a 59.54 keV y emisiones a 17 y 14 keV. También se presentan algunos picos a 28

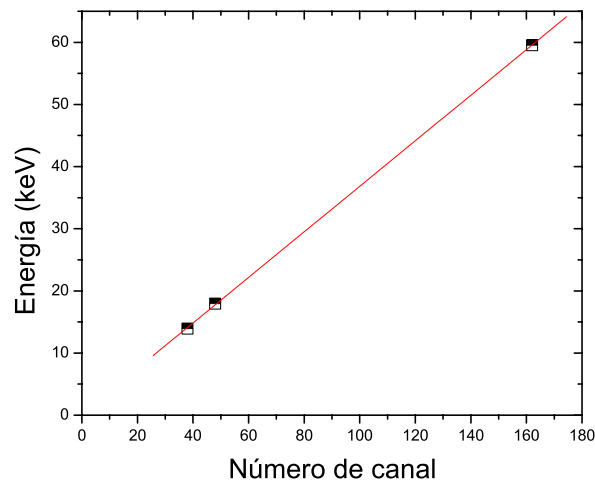


Figura 3.3: Curva de calibración en energía para el detector con una ganancia de 1.5 y 256 canales. La línea recta representa la relación 3.3

y 33 keV debido a los rayos X de escape del Cd y Te.

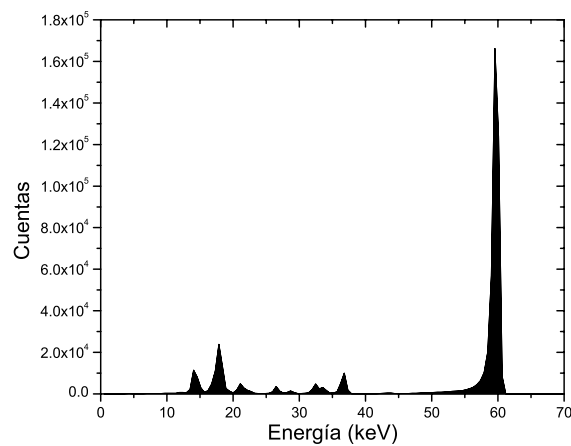


Figura 3.4: Espectro medido del ²⁴¹Am.

3.1.2. Eficiencia de detección completa de energía

En la Figura 3.5 se presenta el cálculo de la eficiencia de detección completa de 1 mm de CdTe para fotones de energías de interés en este trabajo. La curva punteada corresponde a la relación analítica incompleta (2.1). La línea sólida presenta el cálculo completo hecho por

Miyajima a través de una simulación MC [18]. Hay un buen acuerdo hasta 25 keV, región dominada por la atenuación de la ventana de Be y del electrodo de Pt. Tal como se espera, el cálculo analítico no describe el escape de los rayos X de fluorescencia del Cd y del Te (26.5 y 31.5 keV). Más allá de 60 keV hay una discrepancia sistemática del 9% que corresponde a la fracción de fotones atenuados que generan un fotón Compton que se escapa del detector; este proceso tampoco está incluido en la expresión analítica. En este trabajo se usará la expresión de Miyajima para corregir las medidas.

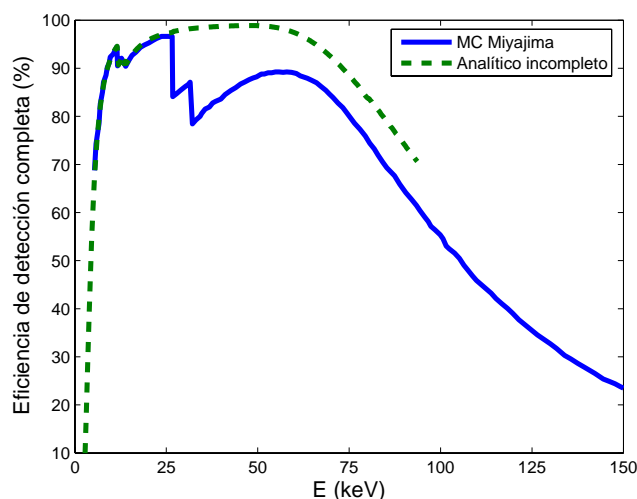


Figura 3.5: Eficiencia de detección completa para el detector utilizado.

3.1.3. Kit de colimadores

En la Figura 3.6 se presentan las imágenes de los orificios (por cada lado) del colimador de W de $50 \mu\text{m}$ de diámetro (nominal), con un aumento de $1100\times$. En esta imagen se presentan 7 medidas del diámetro del colimador, obtenidas con el programa JEOL asociado al microscopio. Se calculó el promedio y la desviación estándar de los 7 diámetros.

En la Tabla 3.2 se presentan los diámetros promedio para ambos lados de los colimadores. Puede observarse que aproximadamente la mitad de las medidas no corresponden con los valores nominales y para cuatro de ellas (2000, 200, 50 y $25 \mu\text{m}$) los valores promedio del orificio son mayores o menores que el diámetro nominal. En cada colimador, el lado denominado “frente” (DF) tiene escrito con tinta el diámetro nominal (DN).

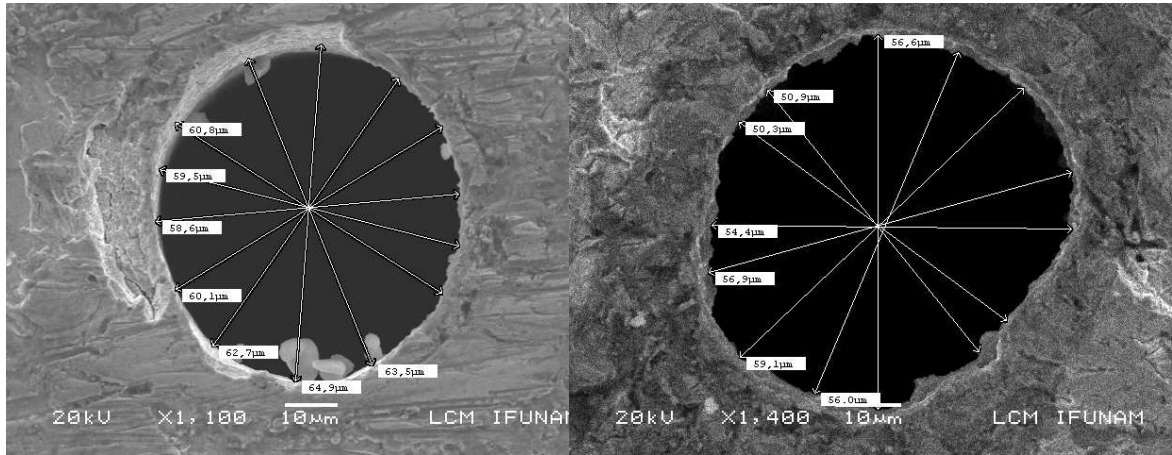


Figura 3.6: Imágenes de cada lado del colimador de $50 \mu\text{m}$ de diámetro nominal, frente (izquierda) y posterior (derecha). Se muestra una serie de medidas de longitud con las cuales se obtuvo el promedio del diámetro.

Tabla 3.2: Diámetro de los colimadores obtenido con el microscopio electrónico.

Nominal (μm)	Frente (μm)	Posterior (μm)	Promedio (μm)
2000	1836 ± 20	1936 ± 20	1886 ± 14
1000	1012 ± 3	962 ± 15	987 ± 8
400	379 ± 17	408 ± 5	394 ± 9
200	274 ± 4	245 ± 5	260 ± 3
100	103 ± 3	102 ± 2	103 ± 2
50	61 ± 2	55 ± 3	58 ± 2
25	30 ± 2	46 ± 2	38 ± 1

La Figura 3.7 compara (con cocientes) los diámetros frontales y posteriores de los colimadores, obtenidos de los valores de la Tabla 3.2. El colimador de $25 \mu\text{m}$ presenta las mayores diferencias entre sus dos lados, aproximadamente un 30%, mientras que el colimador de $100 \mu\text{m}$ es el colimador con menores discrepancias.

La Figura 3.8 muestra el cociente de la integral del espectro transmitido por cada uno de los colimadores normalizado con respecto del colimador de $100 \mu\text{m}$ de diámetro. Los resultados señalan que tres de los colimadores tienen diámetros que no coinciden con sus valores nominales. Los de 25 y $200 \mu\text{m}$ transmiten más radiación que la proporcionalidad esperada entre la integral y el diámetro al cuadrado (recta con pendiente 2 en la escala log log) y el colimador de 2000 micras transmite menos que lo correspondiente a su valor

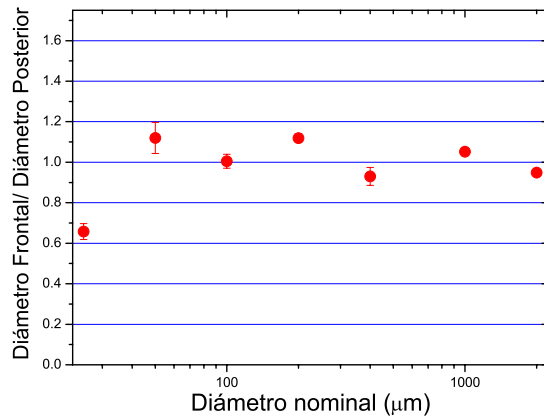


Figura 3.7: Cociente de los diámetros de cada lado de los colimadores medidos con las imágenes tomadas del microscopio.

nominal. Esta observación de transmisión concuerda totalmente con las medidas hechas en el microscopio, ver Tabla 3.2. Al usar los colimadores se recomienda usar los siguientes factores empiricos para escalar las áreas respecto del colimador de $100 \mu\text{m}$: 0,13, 0,18, 1,0, 7,2, 17,5, 130 y 230. Todas las medidas de espectros reportadas en esta tesis se hicieron con el colimador de $100 \mu\text{m}$.

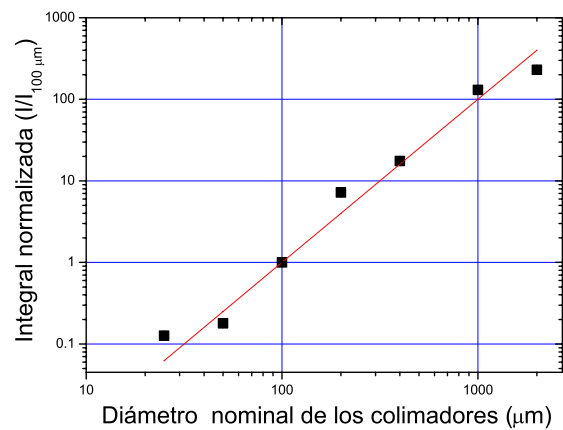


Figura 3.8: Transmisión relativa del espectro del haz del tubo OAMo con un voltaje de operación de 15 kV para los distintos colimadores. La integral del espectro se normalizó respecto del valor del colimador de $100 \mu\text{m}$.

3.1.4. Deriva en la respuesta del detector

La Figura 3.9 muestra la integral (desde 0 hasta 70 keV) de una serie de espectros de ^{241}Am , acumulado cada uno durante 15 minutos, medidos consecutivamente, como función del tiempo transcurrido desde que se encendió la electrónica del detector. Se presentan dos grupos de medidas, las medidas con cuadros se obtuvieron operando el equipo sin ninguna precaución adicional. Las medidas indicadas por círculos fueron obtenidas después de haber instalado un ventilador junto al amplificador. En ambos tipos de medidas se puede observar que, para todo el intervalo de medida (hasta 500 min), la integral del espectro decrece, pudiendo disminuir hasta en un 3,5 %. Si el detector fuera ideal, los valores de la integral se deberían mantener constantes. Se puede apreciar que la ventilación reduce el efecto de la deriva sobre todo durante la primera hora de uso. Se ha reportado que el origen del fenómeno de la deriva está asociado a efectos de polarización del detector [16] [19].

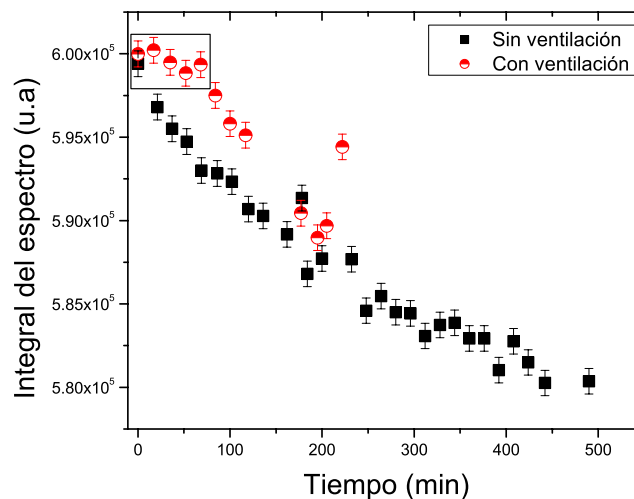


Figura 3.9: Integral de espectro de ^{241}Am en función del tiempo de operación del detector. La caja indicada para los primeros 80 minutos, señala el tiempo en el cual las medidas disminuyen, a lo más en un 0,1 %, gracias al uso del ventilador.

Este seguimiento del comportamiento del detector nos enseñó que, además de usar un ventilador en el amplificador, es necesario apagar el equipo durante algunos minutos, entre (3-10 min) para recuperar la respuesta original de este detector.

3.2. Características de los tubos de rayos X

3.2.1. Rendimiento y kerma en aire

En las Figuras 3.10, 3.11 y 3.12 se presenta el kerma en aire en función de la carga del tubo (mAs) medido con la CI para los tubos OUW, OAW y OAMo, respectivamente. Se puede observar que para cada tubo hay una dependencia lineal del kerma como función del producto de la corriente y el tiempo; además, el kerma en función de la carga (mAs) aumenta con el voltaje de operación.

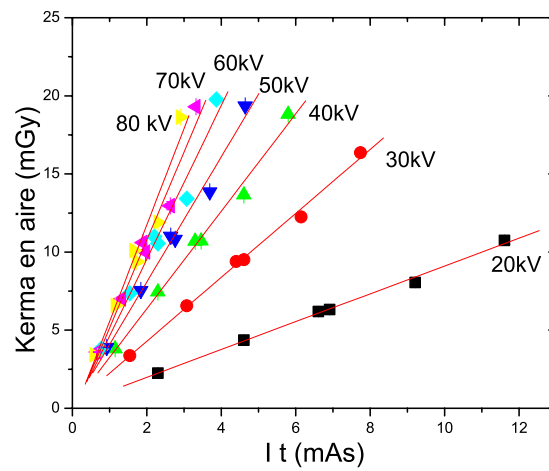


Figura 3.10: Rendimiento del tubo OUW.

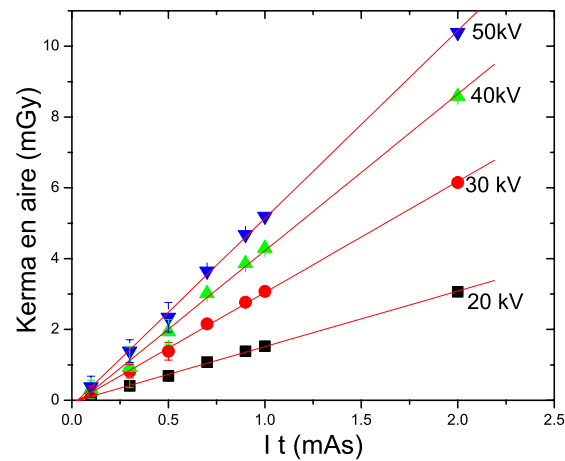


Figura 3.11: Rendimiento del tubo OAW.

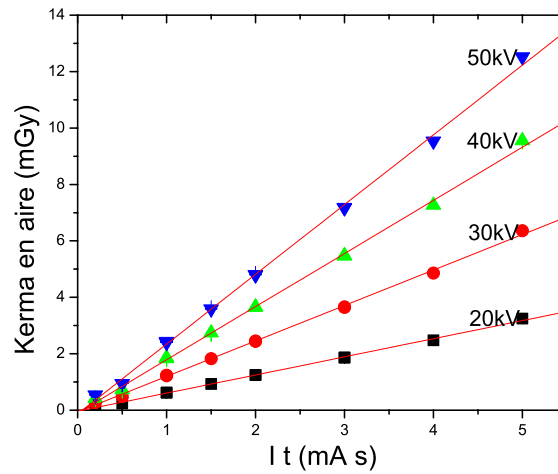


Figura 3.12: Rendimiento del tubo OAMo.

La Tabla 3.3 muestra los valores del kerma por mAs a 1 m de distancia. Las medidas corresponden a haces no filtrados.

Tabla 3.3: Valor del kerma en aire a 1 m de distancia y para 1 mAs.

kV	$K_{OUW}(\text{mGy}/\text{mAs } m^2)$	$K_{OAW}(\text{mGy}/\text{mAs } m^2)$	$K_{OAMo}(\text{mGy}/\text{mAs } m^2)$
20	0,42±0,05	0,50±0,03	0,21 ±0,01
30	0,91±0,07	1,00±0,05	0,40 ±0,02
40	1,38±0,08	1,39±0,07	0,60 ±0,03
50	1,78±0,09	1,68±0,08	0,80 ±0,04
60	2,14 ±0,09		
70	2,40 ±0,01		
80	2,68± 0,08		
90	2,88± 0,05		

3.2.2. Distribución angular

Las Figuras 3.13, 3.14 y 3.15 presentan las distribuciones angulares de los rayos X producidos por los tubos OUW, OAW y OAMo, respectivamente, sobre un plano perpendicular al eje central del haz en la dirección cátodo-ánodo. Cada distribución angular se normalizó a su máximo valor. En todas las medidas se puede observar una reducción asimétrica de la intensidad en función del ángulo, siendo más abrupta del lado del ánodo de cada tubo. Este efecto se describe en la literatura como el efecto talón [21].

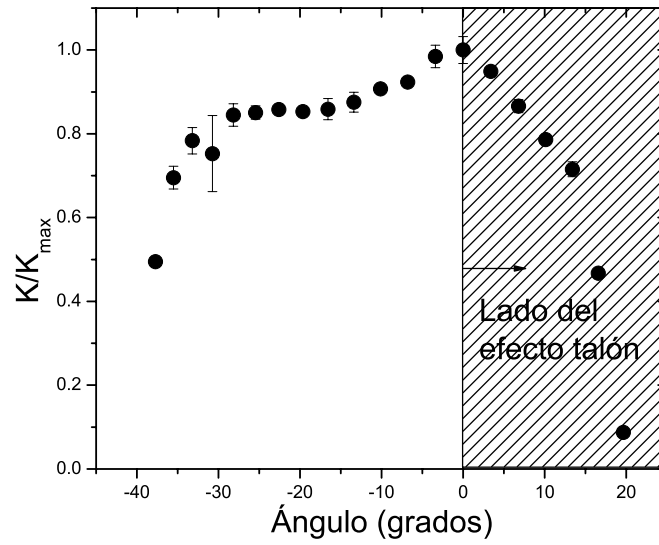


Figura 3.13: Distribución angular del haz de rayos X en la dirección cátodo-ánodo del tubo OUW, esta dirección corresponde al plano horizontal (ver Figura 2.4).

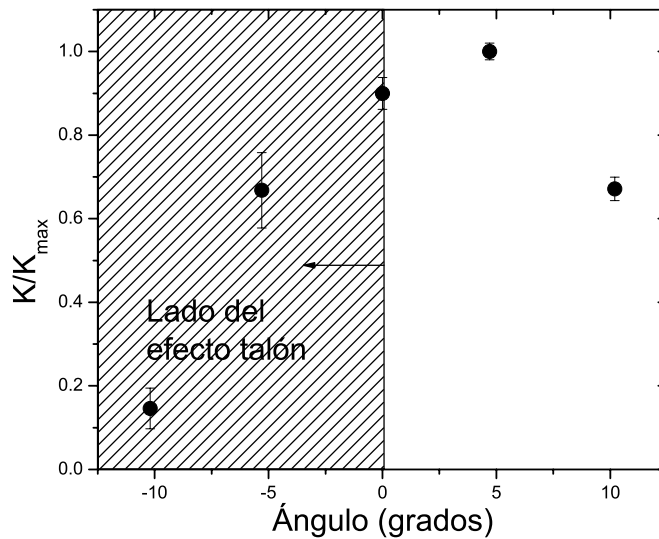


Figura 3.14: Distribución angular del haz de rayos X en la dirección cátodo-ánodo del tubo OAW, esta dirección corresponde al plano vertical (ver Figura 2.8).

Las Figuras 3.16, 3.17 y 3.18 presentan distribuciones angulares sobre un plano perpen-

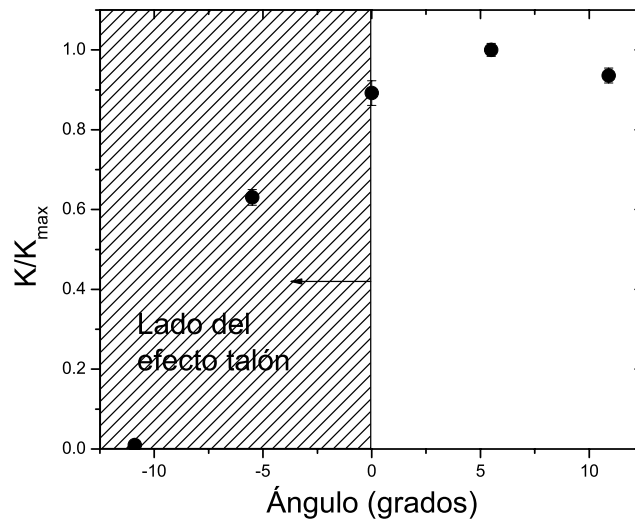


Figura 3.15: Distribución angular en dirección cátodo-ánodo del tubo OAMo, esta dirección corresponde al plano vertical (ver Figura 2.8).

dicular el eje central de haz en direcciones perpendiculares a la dirección cátodo-ánodo para los tubos OUW, OAW y OAMo, respectivamente. Estas distribuciones son más simétricas y más homogéneas que las anteriores, ya que no presentan efecto talón, y la caída abrupta en el borde del campo iluminado se debe al sistema (diseño) de colimación del tubo.

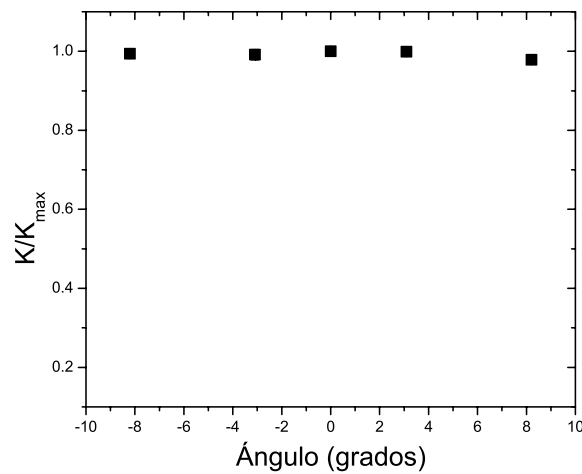


Figura 3.16: Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OUW. Esta dirección corresponde al plano vertical.

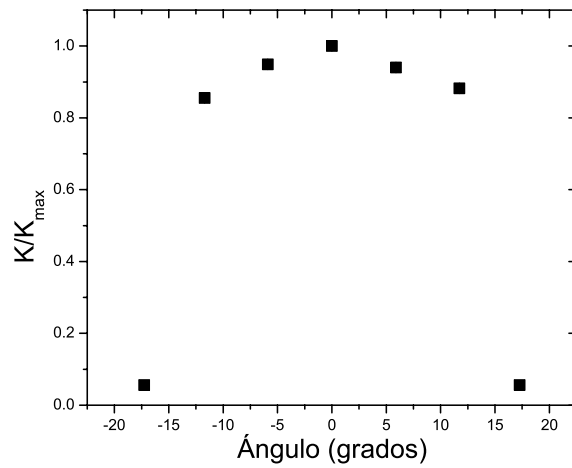


Figura 3.17: Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OAW. Esta dirección corresponde al plano horizontal.

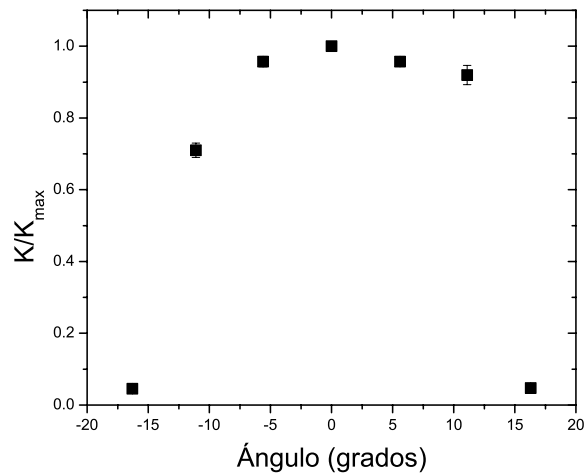


Figura 3.18: Distribución angular del haz de rayos X en la dirección perpendicular a la dirección cátodo-ánodo del tubo OAMo. Esta dirección corresponde al plano horizontal.

3.3. Espectros medidos

3.3.1. Espectros sin filtro

La Figura 3.19 presenta el espectro de rayos X del tubo OUW a 90 kV medido y normalizado, corregido por eficiencia y conformado. Alrededor de los 10 keV se observan las 3 líneas *L* del W, a 8.5 , 9.5 y a 11.5 keV. Se observan también a 59.5 y 67.5 keV las líneas *K*

del blanco. En lo que sigue sólo se mostrarán espectros ya conformados y corregidos.

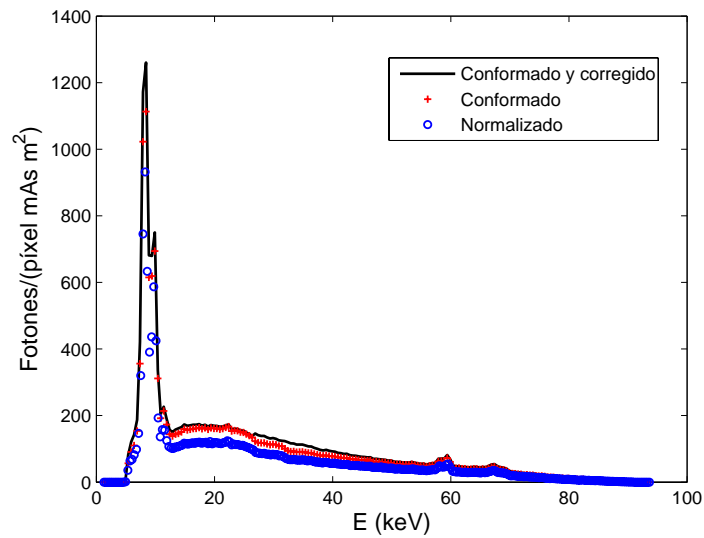


Figura 3.19: Espectro normalizado, luego conformado y luego corregido.

La Figura 3.20 presenta 8 espectros del tubo OUW. Estos espectros muestran los rayos X característicos L y K del blanco de W . Se puede observar que la radiación de frenado termina (en el lado derecho) en el valor del voltaje (kV) usado.

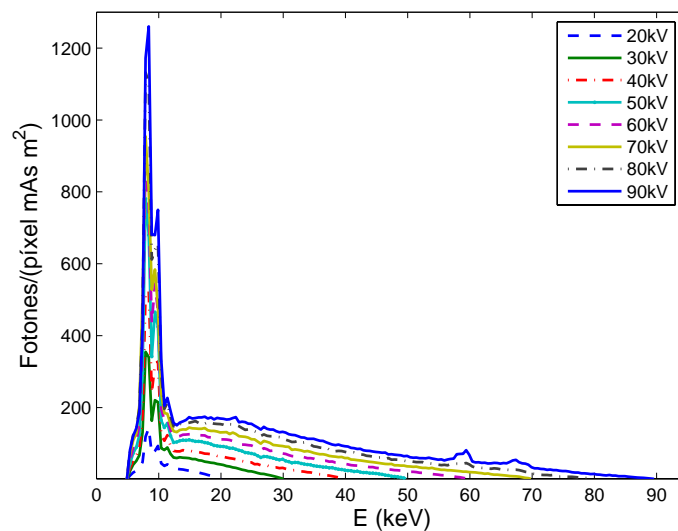


Figura 3.20: Espectros medidos para el tubo OUW.

La Figura 3.21 presenta 7 espectros medidos del tubo OAW. Se pueden observar los rayos X característicos L del blanco de W .

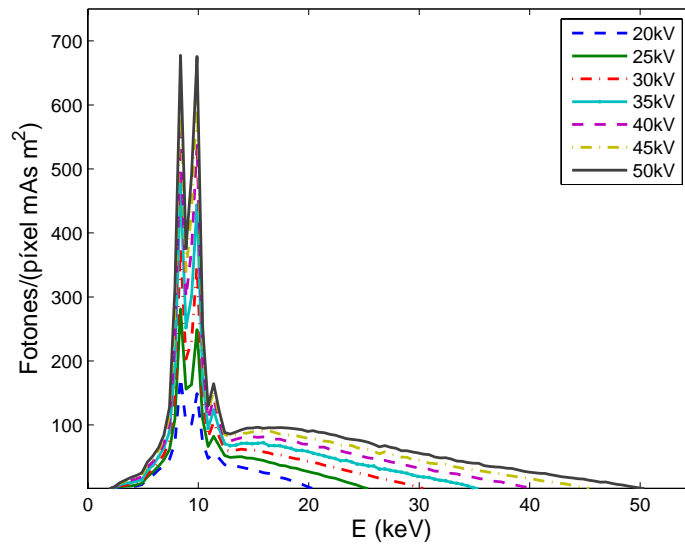


Figura 3.21: Espectros medidos del tubo OAW.

La Figura 3.22 presenta 7 espectros medidos del tubo OAMo. Se pueden observar los rayos X característicos K del Mo emitidos a 17.29 y a 19.46 keV.

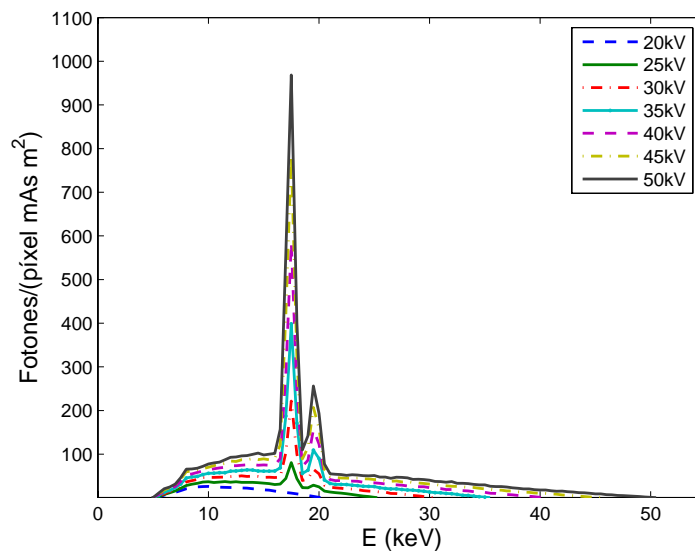


Figura 3.22: Espectros medidos del tubo OAMo.

La Figura 3.23 muestra la integral de los espectros de los tres tubos medidos sin filtro.

Se observa que los dos tubos de W tienen rendimientos similares, mayores que el tubo de Mo, y que la dependencia respecto del kV es aproximadamente lineal + cuadrática.

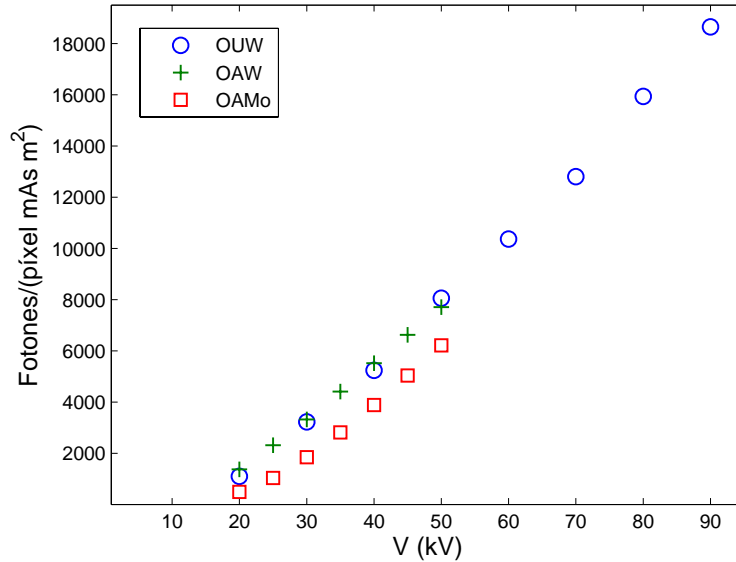


Figura 3.23: Integral de los espectros medidos sin filtro en función del voltaje de operación.

3.3.2. Espectros filtrados

En la Figura 3.24 se presenta un espectro medido del tubo OUW bajo condiciones de filtrado, con 0,5 mm de Al. Su comparación con la Figura 3.20 muestra que las intensas líneas L del W fueron absorbidas por el filtro. El valor de la energía más probable (en keV) corresponde aproximadamente a la mitad del voltaje usado (en kV). También se muestra en la figura el resultado de filtrar matemáticamente el espectro no filtrado correspondiente en la Figura 3.20, usando la relación A.8 del Apéndice A. Se puede observar una buena concordancia entre lo medido y lo calculado.

La Figura 3.25 presenta espectros filtrados experimental y numéricamente por 1,0 mm de Al. El espectro es “más duro” que el mostrado en la Figura 3.24, habiéndose desplazado la energía más probable aproximadamente un 20% hacia valores mayores; nuevamente la concordancia entre la medida y el cálculo es bueno. El espectro medido presenta una contribución apreciable de fotones dispersos que llegan al detector, tal como se discute en trabajos independientes [15] [17] [18].

La Figura 3.26 presenta espectros medidos y calculados del tubo OAMo para una filtra-

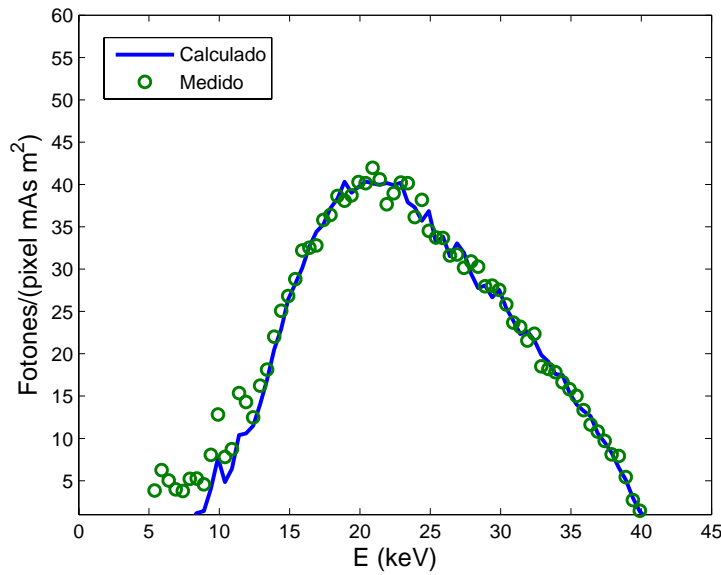


Figura 3.24: Espectros a 40 kV del tubo OUW filtrados con 0,5 mm de Al. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.

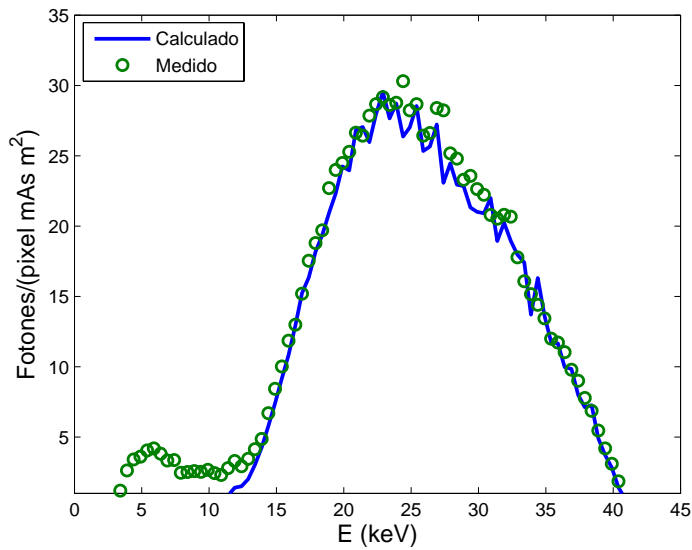


Figura 3.25: Espectros del tubo OAW a 40 kV, filtrados con 1,0 mm de Al. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.

ción de 0.05 mm de Mo. Se puede observar una buena concordancia entre ambos. El borde K del Mo causa una atenuación abrupta del espectro para energías mayores que el borde. Se puede observar que el efecto de este filtro es “encajonar” los rayos X entre 10 y 21 keV.

La Figura 3.27 presenta los espectros medidos y calculados del tubo OAMo, filtrados con

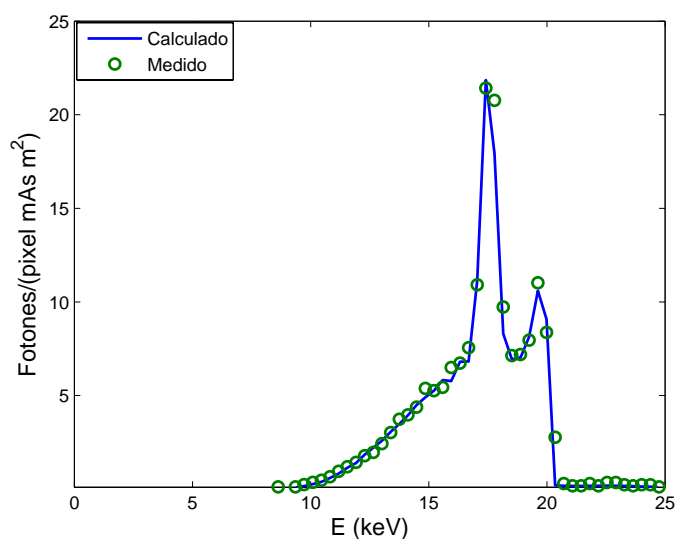


Figura 3.26: Espectros del tubo OAMo a 25 kV, filtrados con 0,05 mm de *Mo*. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.

0.02 mm de *Nb*. La concordancia es nuevamente muy buena y se puede observar que el borde K del *Nb* a 19.5 keV causa una fuerte atenuación de la segunda línea características del *Mo*. De esta forma, se obtiene un espectro con una sola línea dominante además de la radiación de frenado.

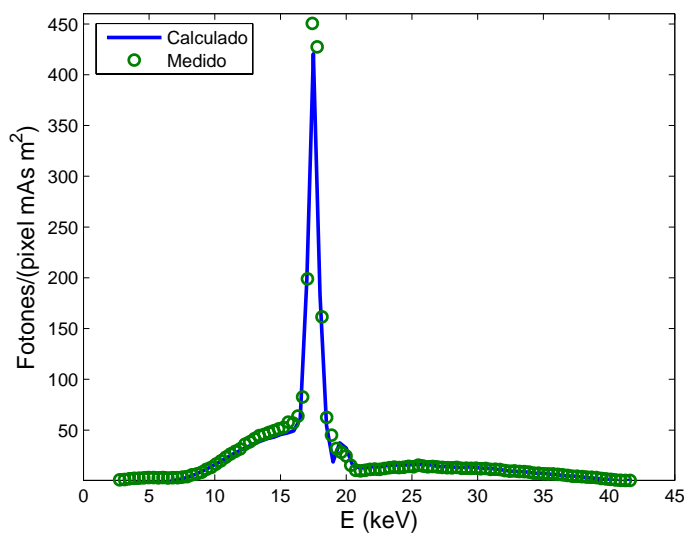


Figura 3.27: Espectros del tubo OAMo a 40 kV, filtrados con 0,02 mm de *Nb*. El espectro medido se detectó directamente, el calculado resultó de atenuar exponencialmente una medida sin filtro.

3.4. Parametrización de los espectros

Los espectros no filtrados de las Figuras 3.20, 3.21 y 3.22 fueron procesados para obtener la parametrización en intervalos de 0,5 keV utilizando la ecuación 2.7 usando el programa de análisis de espectros presentado en el Apéndice B.

Las figuras del Apéndice B, desde B.10 hasta B.22, muestran el rendimiento de cada tubo para la producción de rayos X de energías entre 1.5 a 93.5 keV (según el tipo de tubo) como función del kV. En estas figuras se muestran los datos medidos y las parametrizaciones de acuerdo con la relación 2.7, con un acuerdo excelente. En la sección B.5 del mismo apéndice se enlistan los coeficientes de la ecuación 2.7 para cada tubo.

Las Figuras 3.28, 3.29 y 3.30 muestran espectros parametrizados (línea continua) y medidos (círculos), en escala semilog para facilitar la apreciación de diferencias. Tal como se observa, la concordancia es excelente.

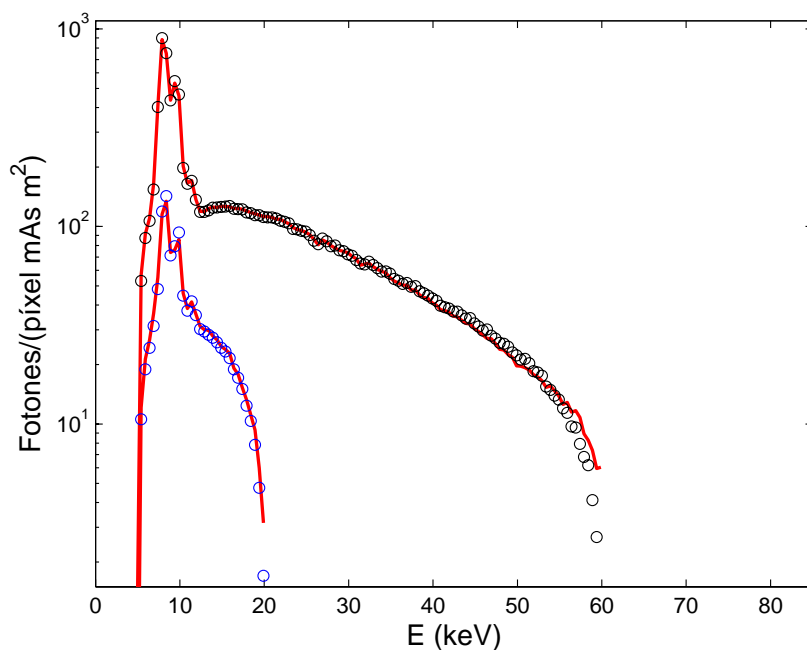


Figura 3.28: Algunos espectros del tubo OUW conformados (medidos) y parametrizados.

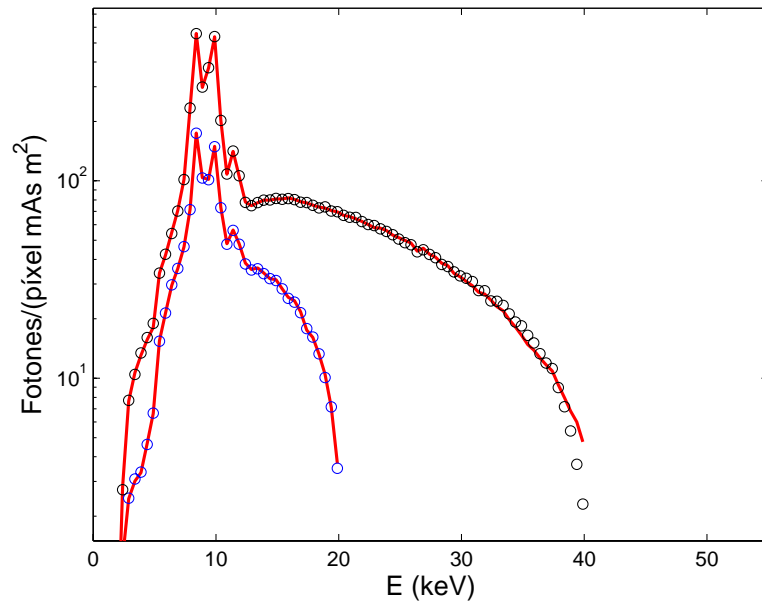


Figura 3.29: Algunos espectros del tubo OAW conformados (medidos) y parametrizados.

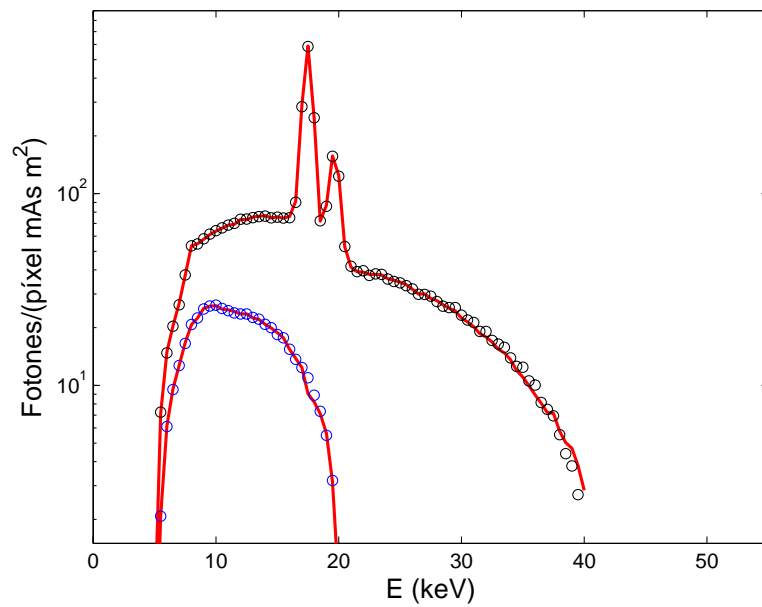


Figura 3.30: Algunos espectros del tubo OAMo conformados (medidos) y parametrizados.

3.4.1. Incertidumbre de los espectros parametrizados

Se calcularon los cocientes, canal por canal, de los espectros conformados (medidos) entre los espectros parametrizados. En las Figuras 3.31, 3.32 y 3.33 se presentan los valores promedio y la desviación estándar del cociente de cada parametrización a diferentes kV para los tubos OUW, OAW y OAMo, respectivamente. La desviación estándar máxima es de 0.2 alrededor de 1. Los valores cercanos a 1 reflejan la concordancia entre la parametrización y los datos originales. Globalmente, para cada tubo, la desviación estándar va de 0.08 a 0.11, tal como lo muestran los histogramas de las figuras B.23, B.24 y B.25 en la sección B.6.

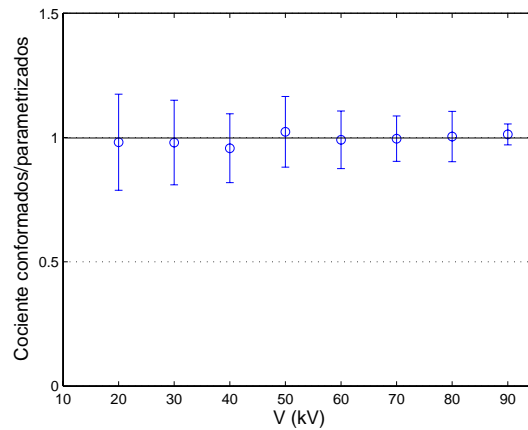


Figura 3.31: Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OUW.

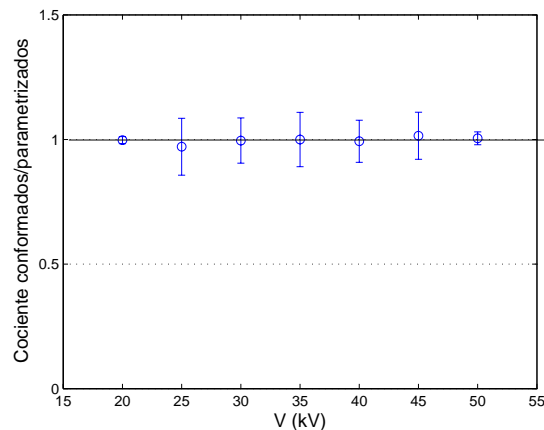


Figura 3.32: Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OAW.

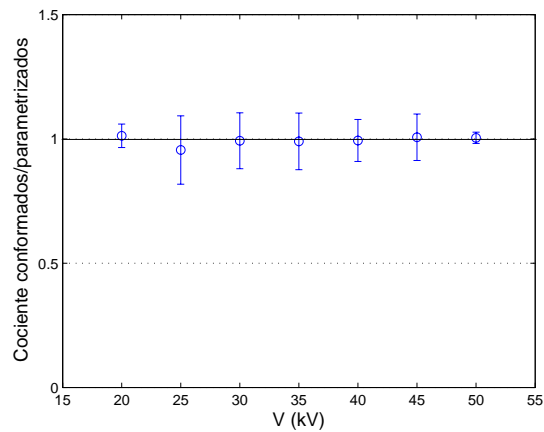


Figura 3.33: Promedios del cociente (canal por canal) de los espectros conformados entre los espectros parametrizados del tubo OAMo.

3.5. Haces según parámetros internacionales del NIST

Las Figuras 3.34, 3.35, 3.36, 3.37 y 3.38 presentan los valores de kerma en aire relativo para distintos voltajes de operación en función del espesor del material de referencia (Al), agregado entre la cámara de ionización y el tubo de rayos X. Mediante los ajustes hechos en escala semilog, se calculó la CHR de cada haz (ver Tabla 3.4). Los ajustes lineales tienen un valor de coeficiente de correlación lineal $R = 0.97, 0.99, 0.99, 0.99$ y 0.98 , respectivamente.

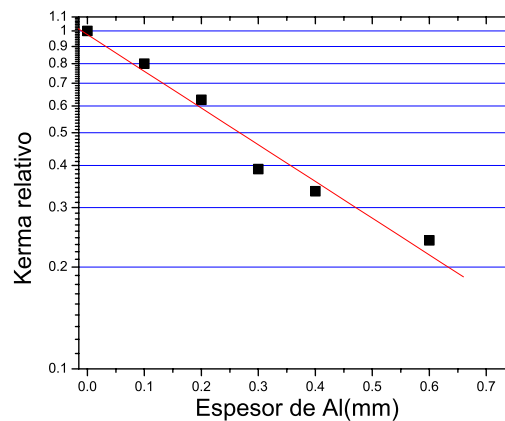


Figura 3.34: Exposición relativa en función del espesor de Al, con filtrado similar al usado en el haz L30 del NIST.

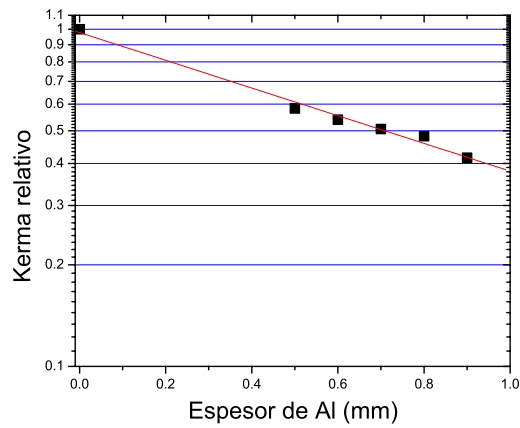


Figura 3.35: Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz *L50* del NIST.

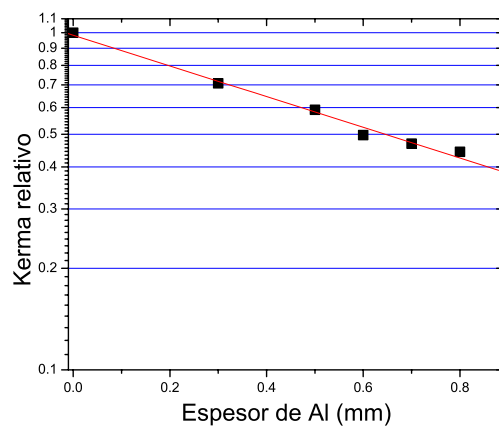


Figura 3.36: Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz *M40* del NIST.

En la Tabla 3.4 se presentan las condiciones de voltaje (nombre) y filtrado exterior (2^a y 4^a columna) de los haces estudiados. La 3^a y 5^a columna reportan los valores de CHR de los haces NIST y de los valores obtenidos con nuestros haces, respectivamente. La comparación de haces NIST y los medidos en este trabajo indican una correlación aceptable dentro de las incertidumbres.

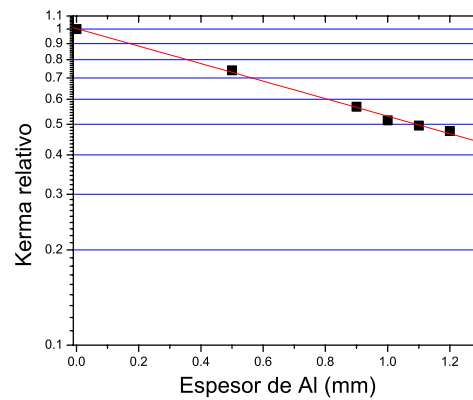


Figura 3.37: Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz *M50* del NIST.

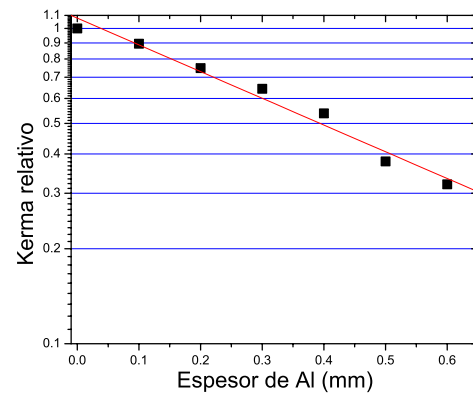


Figura 3.38: Exposición relativa en función del espesor de Al, con un filtrado similar al usado en el haz *H20* del NIST.

Tabla 3.4: Filtro y CHR para haces NIST y para los haces del tubo OUW obtenidos en este trabajo.

Nombre	Haces NIST		Este trabajo	
	$Filtro_{Al}$ (mm)	CHR_{Al} (mm)	$Filtro_{Al}$ (mm)	CHR_{Al} (mm)
L30	0,3	0,23	0,3	$0,27 \pm 0,09$
L50	0,71	0,79	0,70	$0,71 \pm 0,04$
M40	0,89	0,74	0,90	$0,65 \pm 0,04$
M50	1,07	1,04	1,00	$1,09 \pm 0,02$
H20	1,01	0,36	1,00	$0,39 \pm 0,11$

3.6. Energía efectiva para los espectros filtrados

En la Tablas 3.5, 3.6 y 3.7 se presentan los valores de las capas hemirreductoras (CHR), coeficiente másico de atenuación del $(\mu/\rho)_{Al}$ y la energía efectiva (Eef) de varios haces filtrados de los tubos OUW, OAW y OAMo, respectivamente. Las CHR se calcularon con la relación 2.8 a partir de los espectros medidos y posteriormente filtrados. Los resultados en las Tablas 3.5, 3.6 y 3.7 muestran el esperado aumento de la energía efectiva con el voltaje de operación así como con el filtrado. Los dos tubos con ánodo de W muestran valores similares.

Tabla 3.5: Energía efectiva y CHR con distinta filtración de Al , para haces del tubo OUW.

OUW	V (kV)	20	30	40	50	60	70	80	90
Al(mm) 0	CHR (cm)	0.0062	0.0065	0.0067	0.0066	0.0066	0.0066	0.0068	0.0070
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	41.6	39.7	38.5	38.7	38.6	38.9	37.8	36.5
	Eef (keV)	8.5	8.6	8.7	8.7	8.7	8.7	8.8	8.9
0.2	CHR (cm)	0.013	0.017	0.019	0.020	0.022	0.024	0.025	0.026
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	19.5	15.3	13.8	12.7	11.7	10.6	10.4	9.7
	Eef (keV)	11.1	12.0	12.4	12.8	13.2	13.6	13.7	14.0
0.4	CHR (cm)	0.021	0.033	0.041	0.047	0.054	0.060	0.065	0.072
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	12.2	7.8	6.3	5.5	4.8	4.3	3.9	3.6
	Eef (keV)	13.0	15.1	16.2	17.1	17.8	18.6	19.1	19.8
0.5	CHR (cm)	0.025	0.040	0.051	0.059	0.067	0.075	0.083	0.092
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	10.5	6.4	5.1	4.4	3.8	3.4	3.1	2.8
	Eef (keV)	13.7	16.2	17.5	18.4	19.3	20.1	20.8	21.5
0.7	CHR (cm)	0.030	0.051	0.066	0.078	0.089	0.100	0.110	0.123
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	8.6	5.0	3.9	3.3	2.9	2.6	2.3	2.1
	Eef (keV)	14.6	17.8	19.2	20.3	21.3	22.1	22.9	23.9
0.9	CHR (cm)	0.03	0.06	0.08	0.09	0.11	0.12	0.13	0.15
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.5	4.3	3.3	2.8	2.4	2.2	1.9	1.7
	Eef (keV)	15.3	18.5	20.3	21.5	22.6	23.6	24.5	25.5
1	CHR (cm)	0.04	0.06	0.08	0.10	0.11	0.13	0.14	0.16
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.2	4.0	3.1	2.6	2.3	2.0	1.8	1.6
	Eef (keV)	15.5	18.9	20.8	22.1	23.2	24.1	25.2	26.2

Para aquellas combinaciones de voltaje de operación y grosor de Al coincidentes con los haces del NIST, se observa una buena concordancia entre las CHR experimentales (Tabla 3.4) y las calculadas analíticamente (Tabla 3.5).

Tabla 3.6: Energía efectiva y CHR con distinta filtración de Al para haces del tubo OAW.

OAW	V (kV)	20	25	30	35	40	45	50
Al(mm) 0	CHR (cm)	0.0053	0.0059	0.0060	0.0061	0.0061	0.0061	0.0061
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	48.2	43.8	42.7	42.4	42.3	42.0	41.9
	Eef (keV)	8.1	8.3	8.4	8.4	8.4	8.5	8.5
0.2	CHR (cm)	0.013	0.015	0.017	0.018	0.018	0.019	0.020
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	19.3	16.9	15.5	14.6	14.1	13.5	12.9
	Eef (keV)	11.1	11.6	12.0	12.2	12.4	12.5	12.7
0.4	CHR (cm)	0.021	0.026	0.031	0.036	0.039	0.042	0.046
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	12.5	9.8	8.2	7.2	6.6	6.0	5.5
	Eef (keV)	12.8	14.0	14.8	15.5	16.0	16.5	17.0
0.5	CHR (cm)	0.024	0.032	0.039	0.045	0.050	0.055	0.060
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	10.7	8.1	6.7	5.7	5.2	4.7	4.3
	Eef (keV)	13.5	14.9	15.9	16.8	17.4	18.0	18.5
0.7	CHR (cm)	0.030	0.041	0.051	0.059	0.067	0.074	0.081
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	8.7	6.3	5.1	4.3	3.9	3.5	3.2
	Eef (keV)	14.6	16.2	17.5	18.5	19.2	19.9	20.6
0.9	CHR (cm)	0.03	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.6	5.4	4.3	3.7	3.2	2.9	2.7
	Eef (keV)	15.2	17.1	18.5	19.6	20.4	21.2	21.9
1	CHR (cm)	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.2	5.1	4.1	3.4	3.0	2.7	2.5
	Eef (keV)	15.5	17.4	18.9	20.0	20.8	21.7	22.4

Tabla 3.7: Energía efectiva y CHR con distinta filtración de Al para haces del tubo OAMo.

OAMo	kV	20	25	30	35	40	45	50
Al(mm) 0	CHR (cm)	0.008	0.010	0.012	0.014	0.016	0.017	0.019
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	33.2	25.5	20.8	18.0	16.2	14.8	13.6
	Eef (keV)	9.2	10.1	10.5	11.4	11.8	12.2	12.5
0.2	CHR (cm)	0.017	0.025	0.031	0.035	0.038	0.040	0.042
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	14.7	10.4	8.4	7.4	6.8	6.4	6.2
	Eef (keV)	12.2	13.7	14.7	15.4	15.8	16.1	16.4
0.4	CHR (cm)	0.024	0.034	0.041	0.045	0.048	0.050	0.051
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	10.7	7.5	6.2	5.7	5.4	5.2	5.0
	Eef (keV)	13.5	13.3	16.3	16.8	17.2	17.4	17.6
0.5	CHR (cm)	0.026	0.038	0.045	0.049	0.052	0.053	0.055
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	9.7	6.8	5.7	5.2	5.0	4.8	4.7
	Eef (keV)	14.0	15.8	16.8	17.3	17.6	17.8	18.0
0.7	CHR (cm)	0.031	0.043	0.051	0.055	0.057	0.059	0.061
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	8.4	5.9	5.1	4.7	4.5	4.3	4.2
	Eef (keV)	14.7	16.6	17.5	18.0	18.3	18.4	18.6
0.9	CHR (cm)	0.034	0.048	0.055	0.059	0.062	0.064	0.066
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.6	5.4	4.6	4.3	4.1	4.0	3.9
	Eef (keV)	15.2	17.1	18.0	18.5	18.8	19.0	19.1
1	CHR (cm)	0.035	0.050	0.057	0.062	0.065	0.067	0.069
	μ/ρ (cm ² /g) _{Al}	7.3	5.2	4.5	4.2	4.0	3.9	3.7
	Eef (keV)	15.5	17.4	18.3	18.7	19.1	19.2	19.4

3.7. Estimación de la dosis impartida

De acuerdo con formalismo de la *AAPM* [25] para la dosimetría de haces de rayos X de kilovoltaje, se tomaron medidas de kerma en aire, con la cámara de ionización calibrada. La Figura 3.39 presenta las medidas de kerma en aire en seno de aire a 22.1 cm distancia mancha focal-centro de la cámara (a esta distancia está el centro de giro del porta objeto del microCT) en función de la carga (mAs) del tubo OAW. En todas las medidas el haz fue filtrado con 1 mm de Al. Se midió a 30, 40, y 50 kV, con una energía efectiva calculada de 18.9, 20.8, y 22.4 keV, respectivamente (ver Tabla 3.6). Se observa que el kerma en aire es lineal con el producto corriente tiempo.

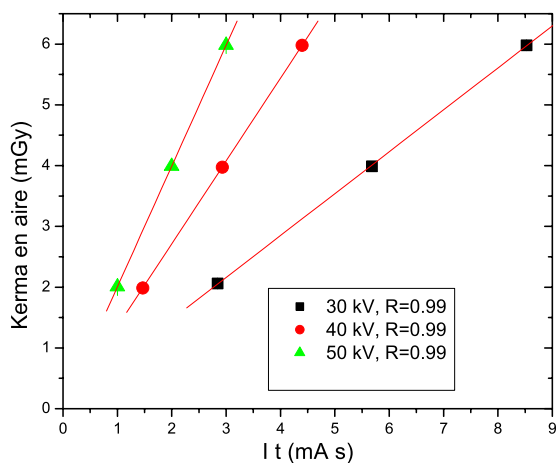


Figura 3.39: Kerma en aire en función de la carga del tubo para haces del tubo OAW filtrados por 1 mm de Al.

Se ubicaron dosímetros TLD-100 en el mismo punto y la Figura 3.40 muestra 3 curvas de brillo para irradiaciones en condiciones de seno de aire ¹, retrodispersión, y atenuación con retrodispersión. Las curvas de brillo son las esperadas para el TLD-100 [27] y más allá de 250°C se observa la señal de fondo, por la contribución de la plancheta. Se puede ver que aumenta la señal total con la retrodispersión y disminuye con la atenuación y retrodispersión.

En las Figuras 3.41, 3.42 y 3.43 se presenta la señal TL (la integral de toda la curva de brillo) en función del kerma en aire, después de haber restado el fondo², para 30, 40, y 50 kV, respectivamente. Se observa una tendencia lineal entre la respuesta TL y el kerma en aire

¹La película de Mylar brindaba equilibrio de partícula cargada para las irradiaciones en seno de aire

²Se consideró el fondo como la segunda lectura de los dosímetros TL

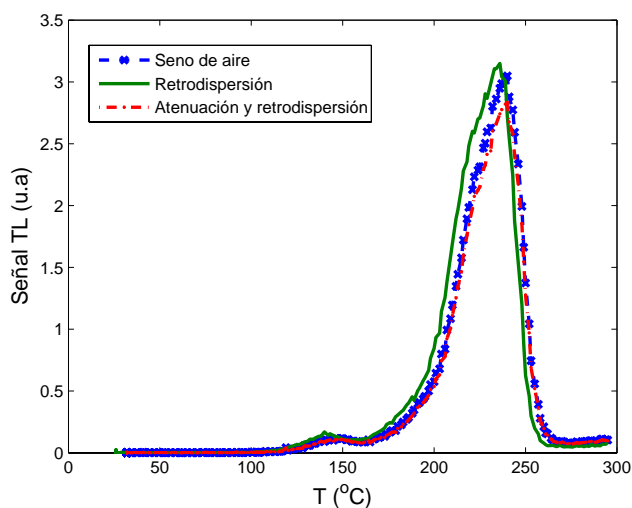


Figura 3.40: Curva de brillo obtenida con rayos X de energía efectiva de 20.8 keV, para las irradiaciones de TLD-100 en seno de aire, retrodispersión y atenuación con retrodispersión.

en todos los casos. Consistente con lo observado en las curvas de brillo, la máxima señal TL corresponde al dosímetro en presencia de un retrodispersor, y la menor señal corresponde al dosímetro en presencia de atenuación y retrodispersión.

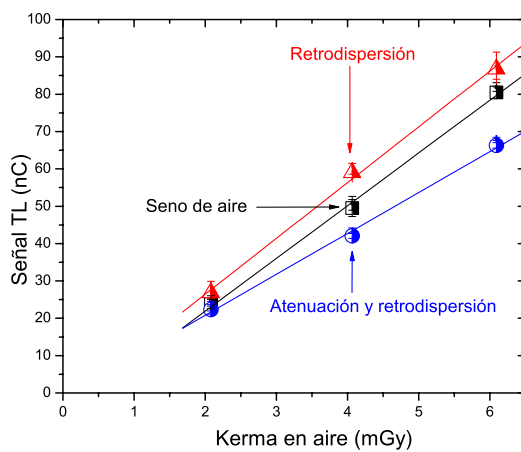


Figura 3.41: Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 30 kV en función del kerma en aire.

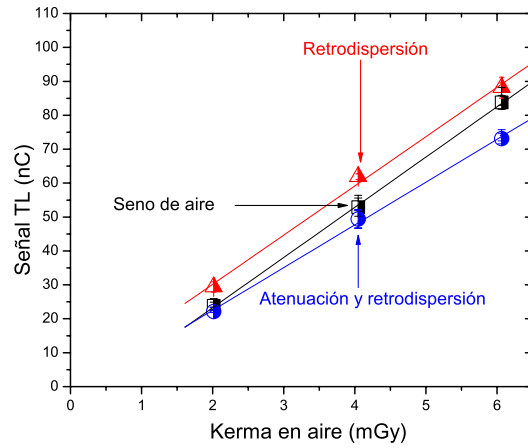


Figura 3.42: Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 40 kV en función del kerma en aire.

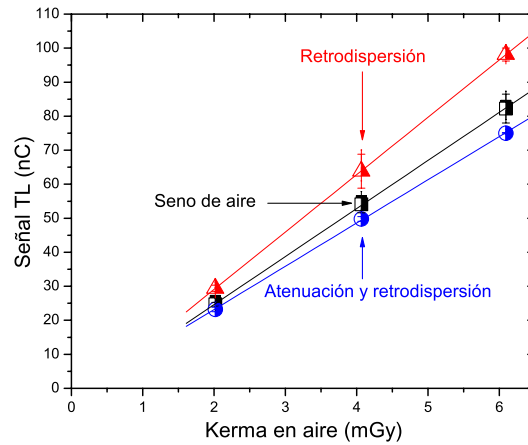


Figura 3.43: Señal TL de los dosímetros irradiados con el tubo OAW con un voltaje de operación de 50 kV en función del kerma en aire.

Se calcularon los cocientes B (relación 2.13) y T (relación 2.14), que servirán para hacer una estimación de la dosis a la entrada en superficie y en profundidad. Las tablas 3.8 y 3.9 presentan los valores promedio de B y T. Los valores de B aumentan con la energía mientras que T no muestra dependencia con la energía, dentro de las incertidumbres. En la Tabla 3.9 la columna T_{exp} muestra el factor de transmisión calculado para un haz monoenergético de energía efectiva E_{ef} , atenuado exponencialmente en 0.5 cm de lucita. Se observa que la suposición de atenuación exponencial subestima el factor de transmisión respecto de las

medidas.

Tabla 3.8: Valores de cociente de retrodispersión B.

kV	Eef (keV)	B (2 mGy)	B (4 mGy)	B (6 mGy)	B
30	18.9	1.13	1.19	1.08	1.13±0.06
40	20.8	1.23	1.17	1.05	1.15±0.09
50	22.4	1.19	1.18	1.19	1.19±0.01

Tabla 3.9: Valores del cociente de transmisión T para 0.5 cm de lucita.

kV	Eef (keV)	T (2 mGy)	T (4 mGy)	T (6 mGy)	T	T exp
30	18.9	0.83	0.71	0.76	0.77±0.06	0.71
40	20.8	0.75	0.80	0.83	0.79±0.04	0.73
50	22.4	0.79	0.78	0.76	0.78±0.01	0.75

Cálculo de la dosis en agua

Se usó la relación 2.15, para calcular la dosis de entrada en superficie de maniquí en agua, por la carga del tubo (mAs), a 22.1 cm:

$$D_{ES}(30kV) = (80 \pm 1) \left(\frac{mR}{mAs} \right) (0,0086 \frac{mGy}{mR}) (1,13 \pm 0,06) \frac{0,636}{0,633} = 0,78 \pm 0,05 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.4)$$

$$D_{ES}(40kV) = (156 \pm 1) \left(\frac{mR}{mAs} \right) (0,0086 \frac{mGy}{mR}) (1,15 \pm 0,09) \frac{0,472}{0,463} = 1,57 \pm 0,13 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.5)$$

$$D_{ES}(50kV) = (231 \pm 1) \left(\frac{mR}{mAs} \right) (0,0086 \frac{mGy}{mR}) (1,18 \pm 0,06) \frac{0,381}{0,374} = 2,39 \pm 0,12 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.6)$$

Estimación de la dosis en profundidad

Para realizar una estimación de la dosis en profundidad en el punto central de un cilindro de 3,0 de diámetro, se atenuó exponencialmente la D_{ES} por 1.5 cm de agua. Para este cálculo se usó el coeficiente lineal de atenuación correspondiente a la energía efectiva mostrada en la Tabla 3.6.

$$D_P(30kV) = 0,78 \pm 0,01 \frac{mGy}{mAs} (\exp[-0,92 \times 1,5 \times 1]) = 0,20 \pm 0,01 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.7)$$

$$D_P(40kV) = 1,57 \pm 0,01 \frac{mGy}{mAs} (\exp[-0,74 \times 1,5 \times 1]) = 0,52 \pm 0,04 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.8)$$

$$D_P(50kV) = 2,39 \pm 0,01 \frac{mGy}{mAs} (\exp[-0,65 \times 1,5 \times 1]) = 0,91 \pm 0,05 \frac{mGy}{mAs} \quad (3.9)$$

3.8. Calidad de imagen

En esta sección nos referimos a resultados obtenidos con el tubo OAW. En la Figura 3.44 se grafica el contraste (definido en el Ápendice A) en la imagen de maniquí, entre el fondo de lucita y el bloque adicional (bajo contraste), y entre el fondo de lucita y la muestra ósea (alto contraste), como función de V . Se observa que entre hueso y lucita hay un alto contraste, y que disminuye en función de V . El contraste entre las lucitas es bajo, e independiente de V . Ambos comportamientos son los esperados.

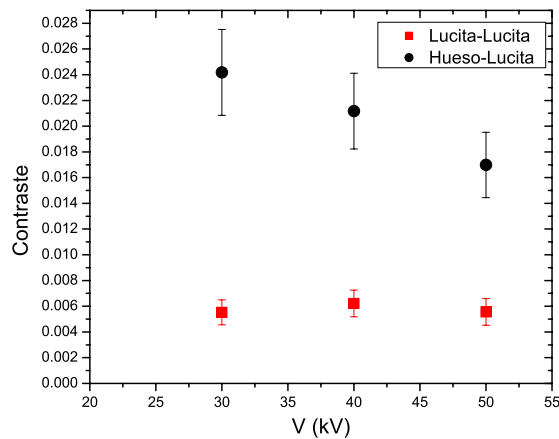


Figura 3.44: Alto y bajo contraste en las imágenes del maniquí. Las tres irradiaciones se hicieron con un tiempo de integración de 1 segundo para garantizar una respuesta lineal en el detector de panel plano.

La Figura 3.45 muestra la relación entre la varianza ($ruido^2$) y el valor de píxel en el detector³, para distintos voltajes de operación, medida de manera sistemática por la estudiante O. Galván [26], y en la que se incluyen los tres puntos medidos en este trabajo para la evaluación de calidad de imagen sobre la región de interés, marcada como S_F en la Figura 2.15. Incluimos los resultados del estudio sistemático (Figura 3.45) [26] de la relación señal y ruido, para apoyar la discusión que sigue.

En la Figura 3.46 se muestran la dosis de entrada en superficie en maniquí de agua y de la dosis en profundidad, en función de V . Los puntos mostrados en la gráfica corresponden a el cálculo de la dosis de entrada de superficie de agua (D_{ES}) y a la dosis en profundidad (D_P) calculadas a partir de las relaciones 3.4-3.9 para los parámetros de operación del tubo (0.9, 0.5, y 0.3 mAs para 30, 40, y 50 kV, respectivamente) escaladas por el factor necesario para

³Para imágenes sin objeto

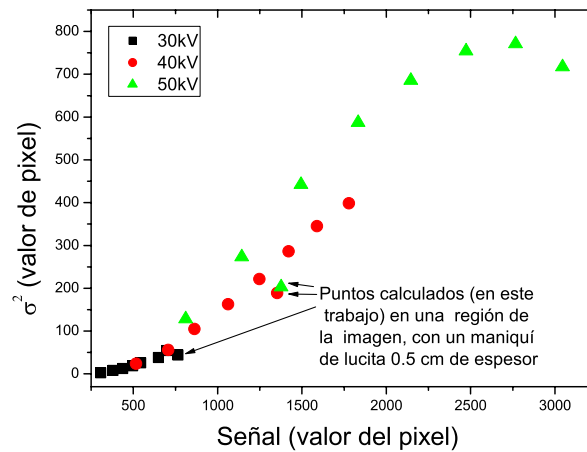


Figura 3.45: Varianza en función del valor del píxel en el detector digital de panel plano (Rad Icon), para tres calidades de haz, obtenidas de la referencia [26]. Se indican con flechas los valores medidos en este trabajo.

que la señal o valor de píxel valga 750 (estos factores fueron 0.98, 0.55, 0.54, respectivamente). Se observa que la dosis de entrada en superficie de maniquí en agua disminuye con el voltaje de operación aplicado al tubo y que la dosis en profundidad permanece aproximadamente constante función del voltaje de operación.

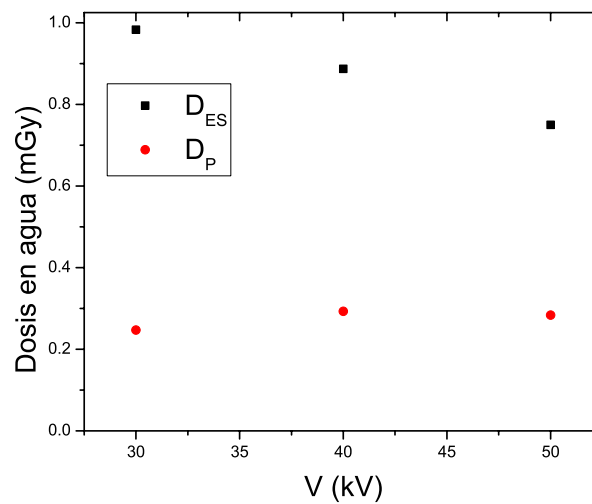


Figura 3.46: Dosis en agua calculada para una señal constante (valor de píxel de 750) en el detector.

La Figura 3.47 se muestra el cociente señal a ruido (SNR) en función del voltaje de operación (V) estimado para las condiciones que generarían un valor de píxel igual a 750, a 30, 40 y 50 kV. El SNR es óptimo para los voltajes menores. Si los procesos que originan el ruido no dependieran de la energía de los rayos X, para una señal constante uno esperaría un ruido también constante.

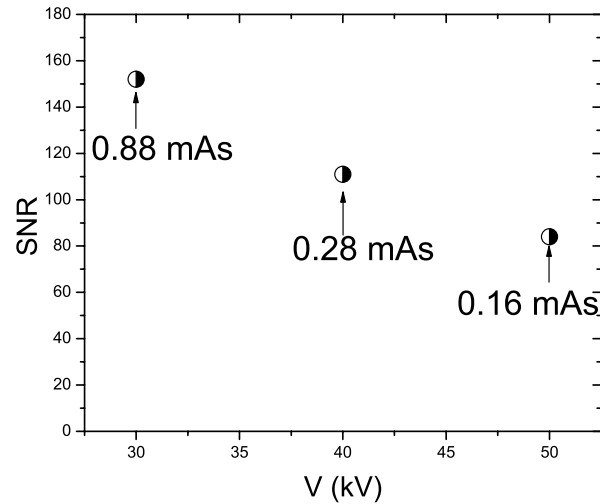


Figura 3.47: SNR en función del voltaje para una señal constante (valor de píxel de 750) en el detector.

Sin embargo, la Figura 3.45 anticipa que en este detector el ruido depende de la energía del haz de radiación, probablemente debido al proceso de conversión de rayos X a luz que ocurre en la pantalla fluorescente y al ser mayor el ruido para voltajes de operación mayores, el SNR es menor.

Figura de mérito

La Figura 3.48 muestra el cociente $SNR^2/Dosis$, escogido como figura de mérito, en función del voltaje de operación, para las condiciones de operación del tubo que generan una señal constante en el detector. La figura de mérito disminuye con respecto del voltaje para ambas dosis, debido al fuerte efecto de la dependencia del SNR con la energía de los rayos X.

De acuerdo con esta gráfica, las condiciones óptimas de irradiación serían a voltajes de operación bajos, sin embargo el intervalo de funcionamiento aceptable del detector (un tiempo de integración no mayor que 1 segundo [26]) sugiere que, en la práctica, estos parámetros

radiológicos podrían no ser de utilidad.

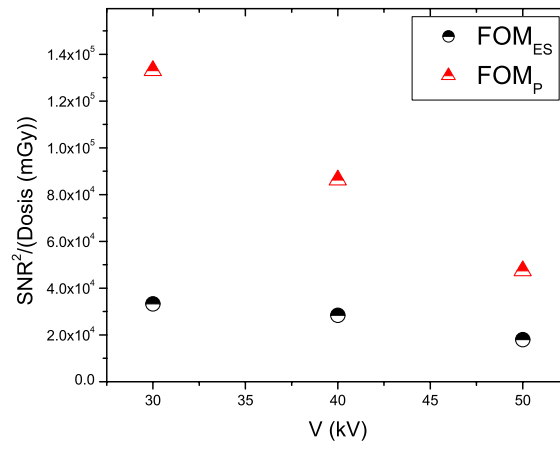


Figura 3.48: $SNR^2/Dosis$ para dos estimaciones posibles de la dosis, D_{ES} y D_P , en función del voltaje de operación.

Capítulo 4

Discusión de los resultados

Las pruebas de caracterización básica de los tubos de rayos X, del detector y de la electrónica asociada, permitieron confirmar los comportamientos lineales esperados. En particular, la linealidad entre el canal y la energía del fotón detectado permitieron calibrar en energía usando una fuente de ^{241}Am . La linealidad del rendimiento de los 3 tubos en función del producto de la corriente y el tiempo de operación del tubo permitió normalizar algunas magnitudes físicas como número de fotones o dosis por el producto corriente por tiempo.

El uso que se espera dar a estos tubos, irradiando cuerpos extendidos de un tamaño típico de algunos cm por lado, requería conocer la distribución angular de la radiación en los planos horizontal y vertical normales al eje central del haz. La medida de la distribución angular mostró anisotropías fuertes en el plano paralelo a la dirección cátodo-ánodo, lo que se explica debido a la autoatenuación de la radiación en el ánodo (efecto talón); los tubos Apogee se operan con el eje cátodo-ánodo vertical, mientras que el microfoco se opera con este eje horizontal. Como consecuencia, las distribuciones espaciales de los rayos X son diferentes para cada tubo y su no uniformidad puede ser de tal magnitud que se deberá tener en cuenta al diseñar aplicaciones específicas.

El uso de los colimadores de W que provee el fabricante del detector CdTe nos enfrentó a un problema inesperado al descubrir que, en general, los diámetros nominales no correspondían con los diámetros reales. El colimador de $2000\ \mu\text{m}$ tiene un diámetro promedio 6 % menor que el nominal, los colimadores de 25 y $200\ \mu\text{m}$ tienen un diámetro 16 % y 30 % mayor que el nominal, respectivamente. Como consecuencia, la transmisión de rayos X no escala (no es proporcional) con el diámetro nominal del colimador al cuadrado y esto puede afectar medidas posteriores. Una observación interesante es que los orificios no son cilíndricos sino cónicos, por lo que el diámetro es diferente en cada lado del colimador; los factores empíricos

que se sugieren al final de la sección 3.1.3 se basan en el valor promedio de la transmisión de cada colimador.

Al operar el detector se observó que éste presenta un problema de deriva (pérdida sistemática de cuentas a medida que transcurre el tiempo), que puede alcanzar pérdidas en la tasa de conteo de hasta un 2 % por hora si no se aplican acciones remediales. El problema se resolvió usando ventilación externa al amplificador y apagando el detector durante algunos minutos (3-5 min) después de unos 80 minutos de uso. Este comportamiento, presuntamente, se debe a un efecto de polarización mencionado por otros autores [16] [19].

Este trabajo utilizó el cálculo MC hecho por Miyajima [18] para un detector idéntico, como factor de corrección por eficiencia de detección completa. Independientemente, calculamos de forma analítica aquellos efectos posibles de describir de manera directa, encontrando un excelente acuerdo con Miyajima (entre 0 y 25 keV). Los factores que no sólo dependen de la física, sino de los detalles geométricos requieren una simulación MC, aspecto que quedaba fuera de los objetivos de este trabajo.

Las medidas de los espectros de energía de los haces de los tubos de rayos X reportadas en este trabajo se obtuvieron usando el circuito de discriminación RTD para mejorar la resolución en energía del espectro. Se ha reportado que este circuito puede causar pérdida de cuentas debido a la eliminación de señales generadas lejos del electrodo colector. Sin embargo, el propio Miyajima ha concluido que los efectos de transporte de carga son poco significativos debido a lo delgado de este modelo de detector y al alto voltaje aplicado en el diodo. De haber efectos de transporte de carga, el efecto de éstos sería la pérdida de cuentas para los fotones de mayor energía.

Los espectros de energía de los rayos X se midieron usando el colimador de 100 μm (con la mejor alineación posible), con apilamiento menor que 1 % y con buena estadística (en la región central del espectro, se acumularon unas 4000 cuentas por canal). Los espectros medidos en este trabajo fueron conformados a un ancho de energía (tamaño de bin) de 0.5 keV, normalizados por mAs, llevados a 1 m de distancia y corregidos por la eficiencia de detección completa. La forma de los espectros medidos con y sin filtro de los tres tubos tienen la forma esperada, con la aparición de los rayos X característicos (L y K) de los ánodos (W, Mo) sobre el continuo de la radiación de frenado.

Para uno de los tubos (OAW) se pudo observar que sus rayos X característicos cambian

de intensidad relativa conforme aumenta el voltaje de operación, esta dependencia no es la esperada en el proceso de generación de rayos X característicos, y no se observa en el tubo OUW. La explicación puede estar asociada a la atenuación en la ventana de Be, de mayor espesor en el tubo OAW que en el tubo OUW. Este cambio de intensidades relativas pierde importancia práctica debido a que el haz de rayos X será filtrado con Al y este filtro atenuará prácticamente por completo las líneas características L del W.

Los espectros de rayos X filtrados medidos y calculados muestran una concordancia bastante buena. Al filtrar experimentalmente con láminas de Al se obtuvo siempre una contribución adicional de fotones de baja energía cuyo origen se investigó sin mucho éxito. Los autores de las referencias [15] y [17] lo interpretan como fotones dispersados en el colimador de W, los autores de [18] lo identifican como resultado del proceso de detección incompleta en CdTe. No estuvo a nuestro alcance resolver el asunto para nuestro caso particular.

Los espectros filtrados del tubo OAMo fueron dos, con filtro de Mo y con filtro de Nb. Los espectros filtrados con Mo muestran las líneas características bien conocidas de su uso en mamografía. Una predicción usando el cálculo analítico permitió elegir inteligentemente al Nb como el elemento apropiado para obtener un espectro cuasimonoenergético. Las medidas de este espectro fueron las esperadas, ya que sobresale un pico de los rayos X característicos K del Mo. Este espectro podrá ser de utilidad para el Laboratorio de Física Médica, en aplicaciones en que se requiera un espectro de energía bien definida (cuasimonoenergético).

La serie de espectros de rayos X medidos fue muy amplia y suficiente para obtener una parametrización en función del voltaje de operación (20-50 ó 90 kV, según el tubo). Para realizar la parametrización se desarrolló en MATLAB una rutina específica. Un programa de interpolación paramétrica que no ha sido reportado previamente, se presenta en la sección B.3 y en particular esta técnica no se había usado para interpolar haces de utilidad para un microCT. Con esta parametrización se podrá calcular cualquier espectro disponible de los tubos (filtrados o sin filtrar) lo que da una amplia gama de posibilidades para optimizar el espectro de rayos X dependiendo del objetivo y técnica de interés.

La parametrización lograda mostró tener una incertidumbre (diferencia respecto de los espectros medidos) muy parecida a la reportada por otros autores que realizaron una interpolación parecida. Las mayores diferencias ocurren en los valores iniciales y finales del espectro. Las diferencias típicas entre los valores medidos y los parametrizados son menores que el 0.55%.

La dosis de entrada de superficie en maniquí de agua, situación ideal cercana a la de la piel irradiada del animal, se estima en valores entre 1 y 2.4 mGy/mAs dependiendo del voltaje de operación del tubo. Suponiendo que la piel es expuesta a radiación directa durante la mitad del giro requerido para un estudio tomográfico y considerando que cada imagen plana requiere 0.6 mAs [26], se puede estimar una dosis en piel entre 54 y 130 mGy.

El umbral para efectos deterministas para humanos es de 500 mGy [28], por lo cual los parámetros radiológicos y geométricos estimados para este equipo garantizan la no ocurrencia de daño de tipo determinista. El eje central del animal, estimado a 1.5 cm por debajo de la superficie, recibirá una dosis aproximada entre 0.2 y 0.9 mGy/mAs. Durante una rotación completa (180 proyecciones) la dosis sería entre 20 y 100 mGy por estudio. Este valor es consistente con lo medido [29] en estudios de microCT independientes en un modelo animal en que se alcanzan entre 77 y 80 mGy por estudio. Como comparación indicamos que un CT clínico abdominal en humanos adultos imparte una dosis al estómago de 10 mGy [30]. Estas dosis consideradas bajas podrían causar estocásticamente una inducción de cáncer en el animal expuesto, pero este proceso es suficientemente lento como para no tener un impacto en el estudio que se esté realizando.

Este trabajo también presenta resultados que comparan calidad de imagen con dosis. Sin embargo, consideramos que se requiere un mejor conocimiento de las limitantes de respuesta del detector de imagen y de las características de su ruido antes de obtener conclusiones definitivas en este tema. Esto será posiblemente el trabajo de otro estudiante.

Capítulo 5

Conclusiones

Se cumplió el principal objetivo de este trabajo al medir y parametrizar los espectros de todos los tubos de rayos X con que cuenta el Laboratorio de Física Médica, específicamente para el microCT del proyecto SIBI. Las pruebas hechas a los tubos y al detector CdTe XR-100T demuestran que el sistema, en términos generales, opera de manera adecuada habiendo permitido la medición de todos los espectros de interés para el objetivo del proyecto.

En la elaboración de este trabajo de tesis se lograron completar las siguientes metas:

- Se midió el kerma en aire y la distribución angular de los rayos X de todos los tubos en su intervalo operacional de voltaje y corriente. Esto permitió evaluar el rendimiento de cada tubo y cuantificar la inhomogeneidad del campo.
- Se midieron espectros seleccionados filtrados con Al, Mo y Nb. El medir estos espectros filtrados sirvió para validar los cálculos con los espectros sin filtro, como son la energía efectiva y la forma del espectro filtrado. Se logró obtener un espectro cuasimonoenergético, este espectro podrá ser bastante útil para posteriores trabajos.
- Se midieron espectros no filtrados y algunos seleccionados con filtros externos de Al, Mo y Nb. Las medidas de los espectros filtrados, muestran una excelente coincidencia con los cálculos hechos a partir de las medidas no filtradas validando el método de trabajo.
- Se caracterizó un conjunto de haces, similares a los haces estándares del NIST, a través del filtrado del haz, y la medición de sus capas hemirreductoras y energías efectivas. La caracterización de esos haces facilitará la comparación de trabajos futuros, con otros independientes.
- Se parametrizaron los espectros medidos (sin filtro) usando un polinomio de grado 3,

siguiendo el formalismo propuesto por J. Boone y colaboradores [5]. Esta parametrización hace posible tener una biblioteca de espectros de rayos X cada 0.5 keV dentro de un intervalo de interés. La concordancia entre los espectros medidos y los parametrizados es bastante buena (mejor que el 99.5%) y los valores de incertidumbre reportados en este trabajo son similares a los reportados por J. Boone.

- Se evaluó una figura de mérito que considera algunos parámetros de calidad de imagen (plana), el cociente señal a ruido, el contraste y la dosis absorbida en agua. Esta evaluación debe ser ampliada, para evaluar las imágenes ya reconstruidas, una vez que el funcionamiento del detector de imagen esté totalmente bajo control.
- Se realizó una estimación de la dosis de entrada en superficie de maniquí de agua a la distancia en la cual se pondría el objeto de estudio, para un estudio tomográfico consistente en un giro completo del objeto. Los valores estimados, entre 54 - 130 mGy, indican que las dosis impartidas a la piel del ratón son inferiores al umbral para la inducción de efectos deterministas. Los posibles efectos estocásticos son suficientemente tardíos para que no se expresen durante la duración del estudio.

Este trabajo ha hecho aportes significativos al desarrollo del sistema SIBI en la parte del microCT. Los espectros medidos y los parametrizados serán una herramienta útil en las simulaciones, planeación de nuevas técnicas de imagen y las evaluaciones del desempeño del microCT.

Apéndice A

Marco Teórico

A.1. Tubos de rayos X

El tubo de rayos X consiste en una ampollita con dos electrodos al alto vacío. En uno de los extremos de ésta, se encuentra el cátodo (electrodo con carga negativa) y en el otro extremo se encuentra el ánodo o blanco (electrodo con carga positiva). En la Figura A.1 se ilustran los principales componentes de un tubo de Rayos X. El cátodo está regularmente hecho de un filamento de *W*, y cuando el filamento es calentado se desprenden electrones debido a la emisión termoiónica.

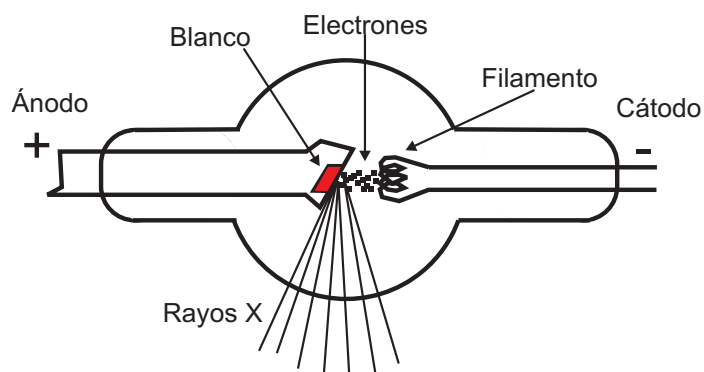


Figura A.1: Diagrama con los componentes esenciales de un tubo de rayos X.

Los elementos más usados para los ánodos son el *W*, el *Mo* y *Rh*.

Producción de rayos X

La producción de los rayos X en un tubo de rayos X se explica por dos procesos:

1. Bremsstrahlung o radiación de frenado (radiación polienergética). Los electrones que

salen del cátodo son acelerados hacia el blanco (ánodo) por una diferencia de potencial del orden de kV. Los electrones que inciden en el blanco interaccionan inelásticamente con los núcleos atómicos del ánodo. Los electrones al desviarse de su trayectoria debido al campo coulombiano del núcleo atómico, producen fotones con una energía máxima igual a la energía cinética de los electrones incidentes, es decir la máxima energía de un fotón es la que proporciona la diferencia de potencial (kV) [24] aplicada entre el cátodo y el ánodo [21]. La eficiencia de producción de radiación de frenado depende de la energía de los electrones incidentes T (keV) y del material del blanco Z [24]. Existe una aproximación de la fracción de la energía total, que se convierte en radiación de frenado en blancos delgados [24]:

$$\frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)} = \frac{TZ}{n + TZ} \quad (\text{A.1})$$

en que n depende del elemento del blanco y de la energía, Z es el número atómico del ánodo, T es la energía cinética y ρ es la densidad. Se puede observar en la Figura 9.4 de la referencia [24] que, con un haz de electrones de 100 keV y usando un blanco delgado de W se tiene una eficiencia de producción de rayos X aproximadamente del 1%.

La emisión de los rayos X de frenado es anisótropa, y tiende a la dirección de los electrones incidentes conforme aumenta su energía cinética. Con base en la fórmula de *Sommerfeld* se tiene que la energía radiante aumenta como Z^2 para electrones no relativistas [24].

2. Rayos X característicos o de fluorescencia (monoenergéticos). La producción de los rayos X característicos depende de la probabilidad $Y_{K,L}$ de que los rayos X de fluorescencia escapen del átomo que los originó. La probabilidad de escape de los rayos X característicos es prácticamente nula para los elementos con números atómicos menores que 10. Y_K aumenta rápidamente con Z , por ejemplo para el W, Y_K tiene un valor de 0.95 [24].

Los rayos X característicos son generados cuando un electrón atómico de las capas más cercanas al núcleo (K,L), es removido por alguno de los siguientes procesos:

- a) Si un fotón tiene una energía $h\nu \geq (E_b)_{K,L}$, puede generar rayos X característicos cuando interacciona a través del efecto fotoeléctrico con un electrón atómico;
- b) Si un electrón incidente tiene una colisión dura con suficiente energía cinética $T > (E_b)_{K,L}$.

Debido a que hay una vacancia en un estado más ligado, un electrón de las capas más externas transita hacia ese nivel (hueco) y en esta transición se emite energía en forma de un fotón de rayos X con una energía igual a la diferencia de energía de los dos niveles involucrados. A este tipo de rayos X se les llama rayos X característicos debido a que son característicos de los niveles atómicos del elemento, en la Figura A.2 se presenta un diagrama donde se muestra la producción de rayos X característicos por un electrón incidente.

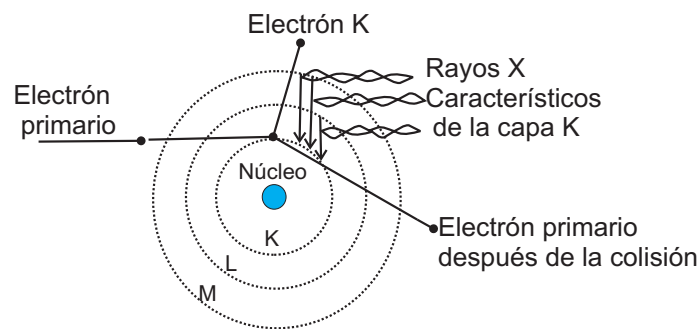


Figura A.2: Diagrama de producción de los rayos X característicos con electrones incidentes en un átomo.

La emisión de rayos de fluorescencia es isótropa con respecto a intensidad y energía [24].

La producción de rayos X en un tubo, como función de la corriente y tiempo, debe ser lineal [21], por lo cual la forma del espectro no cambia, sólo aumenta en intensidad [21] [24]. Cuando se cambia la tensión o voltaje del tubo (kV), la energía cinética de los electrones (que inciden en el ánodo) T cambia, por lo tanto cambia la cantidad de fotones producidos y la forma del espectro. La producción de rayos X de baja energía depende del cuadrado de la energía cinética de los electrones [24].

A.2. Espectro de energía

Las características de calidad, cantidad y dirección de los rayos X emitidos por un tubo, son únicas, aún y cuando los tubos tengan los mismos elementos en el blanco. Estas diferencias son por el diseño y materiales usados en el tubo, como podrían ser el ángulo de inclinación del blanco, el espesor de la ventana por la que salen los rayos X, el tamaño de la mancha focal.

El espectro de energía es una distribución diferencial, cuando la energía E se elige como variable [24]. Por ejemplo el espectro de energía de una densidad de flujo (con unidades *fotones* $cm^{-2} s^{-1} keV^{-1}$), sumado en todas direcciones se suele llamar $\varphi'(E)$ [24]

$$\varphi'(E) = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\beta=0}^{2\pi} \varphi'(\theta, \beta, E) \text{sen}\theta d\theta d\beta \quad (\text{A.2})$$

La integración de $\varphi'(E)$ sobre todas las energías de los rayos X presenta la densidad de flujo de fotones [24]:

$$\varphi = \int_0^{E_{max}} \varphi'(E) dE \quad (\text{A.3})$$

Otra magnitud importante para la descripción de la radiación en un punto es la densidad de flujo de energía $\psi'(E)$ que es igual a [24]:

$$\psi' = E\varphi'(E) \quad (\text{A.4})$$

el equivalente a la Ec. A.3 se escribe de la siguiente manera, donde ψ es la integral de la densidad de flujo de energía:

$$\psi = \int_0^{E_{max}} \psi'(E) dE \quad (\text{A.5})$$

A.3. Interacción de los fotones con la materia

El concepto de atenuación exponencial es únicamente relevante para la radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones). Se supone un haz paralelo con un número muy grande de fotones (o neutrones) de una misma energía, que incide perpendicularmente en un material de espesor L (Figura A.3).

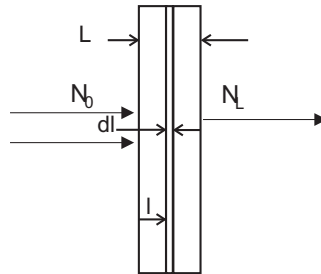


Figura A.3: Diagrama con el cual se explica la atenuación exponencial de los fotones.

Se llama μ a la probabilidad de que cada partícula individual interactúe con una unidad de espesor de material que atraviesa. La probabilidad de interacción dentro de un elemento

infinitesimal de espesor dl es μdl . Si N partículas inciden sobre dl , el cambio dN debido a la absorción es [24]

$$dN = -\mu N dl \quad (\text{A.6})$$

en que μ es el coeficiente lineal de atenuación, sus unidades típicamente están dadas en cm^{-1} . El cambio fraccional se puede ver como:

$$\frac{dN}{N} = -\mu dl \quad (\text{A.7})$$

integrando desde $l = 0$ hasta la profundidad L , y desde N_0 hasta N_L se tiene

$$\begin{aligned} \int_{N=N_0}^{N_L} \frac{dN}{N} &= - \int_{l=0}^L \mu dl \\ \ln(N)|_{N_0}^{N_L} &= -\mu l|_{l_0}^l \\ \ln N_L - \ln N_0 &= \ln \frac{N_L}{N_0} = -\mu L \\ \frac{N_L}{N_0} &= e^{-\mu L} \end{aligned} \quad (\text{A.8})$$

Existen 5 formas en las que pueden interactuar los rayos X/γ con la materia: dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, interacción Compton, producción de pares, e interacciones fononucleares. Para el propósito de este trabajo es necesario explicar el efecto fotoeléctrico y la interacción Compton, ya que en el intervalo de energía en el que se trabajó es más probable que ocurran estas interacciones.

Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es el efecto dominante para los fotones de baja energía [24]. El efecto fotoeléctrico ocurre entre un fotón con energía $h\nu$ y un electrón ligado a un átomo con una energía de ligadura de E_b . El efecto fotoeléctrico no puede ocurrir a menos de que $h\nu > E_b$. El fotón incidente es absorbido en su totalidad en esta interacción y cede toda su energía al electrón ligado. La energía cinética del electrón está dada por [24]:

$$T = h\nu - E_b - T_a \quad (\text{A.9})$$

la energía cinética que tiene el átomo T_a es prácticamente cero, por lo tanto [24]

$$T = h\nu - E_b \quad (\text{A.10})$$

El efecto fotoeléctrico tiene un coeficiente másico, τ/ρ , que depende fuertemente de la energía y del material (Z) de la siguiente manera [24] :

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^3 \quad (\text{A.11})$$

Esta forma de interacción es aprovechada para obtener un mayor contraste entre materiales de bajo Z , ya que existe una mayor diferencia entre coeficientes másicos a bajas energías.

Dispersión Compton

La dispersión Compton ocurre entre un fotón de energía $h\nu$, y un electrón que se considera libre y estacionario. La cinemática de esta interacción se describe con las siguientes ecuaciones

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos\varphi)} \quad (\text{A.12})$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad (\text{A.13})$$

$$\cot\theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\varphi}{2}\right) \quad (\text{A.14})$$

en que $h\nu$ es la energía del fotón incidente, $h\nu'$ es la energía del nuevo fotón dispersado, φ es el ángulo con el cual sale el nuevo fotón, θ es el ángulo de dispersión del electrón con respecto de la dirección del fotón inicial, T es la energía cinética del electrón, y m_0c^2 es la energía en reposo de un electrón (511 keV).

El efecto Compton ocurre con mayor probabilidad para energías medias y no tiene dependencia con Z , esto es

$$\frac{\sigma}{\rho} \propto Z^0 \quad (\text{A.15})$$

A.4. Kerma, dosis y espectro de energía

Kerma

El kerma es una magnitud no estocástica y se define únicamente para la radiación indirectamente ionizante que interacciona con un medio. El kerma es el *valor esperado de la energía transferida a las partículas cargadas del medio, por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo las pérdidas radiativas de energía y excluyendo la energía transferida de una partícula cargada a otra*. Su unidad es el *Gy*, en que:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^2 \text{ rad.} \quad (\text{A.16})$$

La definición matemática del kerma es la siguiente [24]:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (\text{A.17})$$

en que \bar{E}_{tr} es el valor esperado de la energía transferida dentro de un volumen finito. El kerma se puede relacionar con la fluencia de fotones de energía E en un material Z de la siguiente manera:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (\text{A.18})$$

donde Ψ es la fluencia de energía y μ_{tr} es el coeficiente másico de transferencia de energía. También se puede relacionar el kerma con una fuente polienergética si se conoce el espectro de la fluencia de energía de los fotones $\Psi'(E)$ [24]:

$$K = \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi' \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} dE. \quad (\text{A.19})$$

El kerma para rayos X/ γ consiste en la energía transferida a los electrones y positrones secundarios por unidad de masa en el medio. La energía cinética de los electrones rápidos se puede transferir en dos formas:

1. Kerma colisional (K_c): Mediante interacciones coulombianas con los electrones atómicos del material irradiado, provocando la disipación de la energía en forma de ionizaciones y excitaciones, en la trayectoria o cerca de la trayectoria de los electrones. El kerma colisional se puede relacionar con la fluencia de energía para fotones según [24]:

$$K_c = \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi' \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} dE, \quad (\text{A.20})$$

en que $(\mu_{en}/\rho)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de absorción de energía.

2. Kerma radiativo (K_r): Interacciones radiativas con el campo coulombiano del núcleo atómico, en las cuales se producen rayos X de frenado cuando el electrón es desacelerado. Estos fotones de rayos X son relativamente más penetrantes en comparación a las partículas cargadas y depositan la energía lejos de la trayectoria del electrón. Contribuye al kerma radiativo la energía cinética que pierde un positrón por medio de una aniquilación con un electrón.

El kerma entonces, consta de dos partes de acuerdo con la interacción de los electrones secundarios con el medio. La siguiente relación matemática describe cada uno de sus componentes:

$$K = K_c + K_r \quad (\text{A.21})$$

Dosis

La dosis absorbida en un material es la magnitud dosimétrica más importante ya que cuantifica la cantidad de energía recibida por radiación de cualquier tipo, pero depositada

únicamente por partículas cargadas. La dosis es el valor esperado de la energía impartida al material por unidad de masa en un punto. La dosis se define como [24]:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}, \quad (\text{A.22})$$

en que \bar{E} es el valor esperado de la energía impartida por la radiación ionizante, en un medio de masa m en un elemento finito de volumen V . Se puede expresar como [24]:

$$E = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q, \quad (\text{A.23})$$

en que:

- $(R_{in})_u$ es la energía radiante de todas las partículas no cargadas que entran a V
- $(R_{out})_u$ es la energía radiante de todas las partículas no cargadas que salen de V
- $(R_{in})_c$ es la energía radiante de partículas cargadas que entran a V
- $(R_{out})_c$ es la energía radiante de partículas cargadas que salen de V
- $\sum Q$ Energía que se transforme (masa-energía) dentro de V

La unidad de la dosis según el *SI* es el gray, *Gy*

Exposición

La exposición es históricamente importante [24] pero actualmente ha sido sustituida por el kerma en aire. La exposición caracteriza a un campo de radiación indirectamente ionizante de acuerdo a su capacidad para ionizar el aire. La exposición se define como el cociente de dQ/dm , en que dQ es el valor absoluto de la carga total de un mismo signo producida en el aire cuando todos los electrones (e^- y e^+) liberados por fotones en un volumen de aire de masa dm , han sido completamente frenados en ese volumen de aire [24]. Esto es:

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (\text{A.24})$$

su unidad es el Roentgen o *C/kg*. Un Roentgen es definido como la exposición producida en aire, por un *esu* de carga total de un mismo signo, en un volumen de 1 cm^3 de aire a 760 torr y 0°C , esto es, en 0.001293 g de aire.

$$1R = \frac{1esu}{0,001293g} \times \frac{1C}{2,998 \times 10^9esu} \times \frac{1000g}{1kg} = 2,580 \times 10^{-4}C/kg \quad (\text{A.25})$$

esto es:

$$X(C/kg) = 2,580 \times 10^{-4}X(R). \quad (\text{A.26})$$

Equilibrio de partícula cargada

El equilibrio de partícula cargada (EPC) es un concepto muy importante en la dosimetría, ya que el medir dosis bajo esta condición permite relacionar la dosis en medios diferentes. El *EPC* existe en un volumen v si cada partícula cargada de un cierto tipo y energía que deja v es reemplazada en v por una partícula idéntica con la misma energía. En la Figura A.4 se muestra gráficamente un ejemplo del concepto de *EPC*, cuando incide un haz externo de radiación.

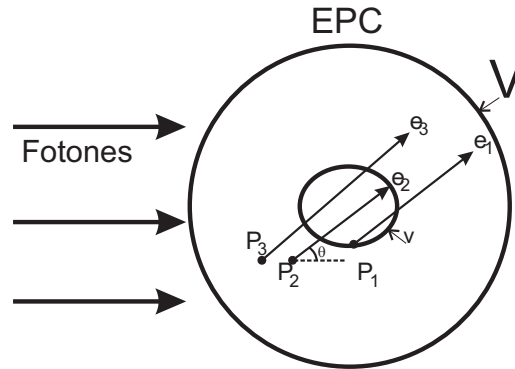


Figura A.4: Condiciones de *EPC* en un medio, con una fuente externa de radiación.

Para tener *EPC* con fuentes externas de radiación indirectamente ionizante, se deben cumplir rigurosamente las siguientes condiciones:

1. La composición del medio es homogénea
2. La densidad del medio es homogénea
3. Existe un campo uniforme de radiación indirectamente ionizante y la partículas se atenúan de una manera despreciable en un volumen V
4. No hay campos eléctricos ni magnéticos inhomogéneos que actúen sobre V

Si se cumple estrictamente el *EPC* entonces se cumplen las siguientes igualdades [24]

$$E \stackrel{EPC}{=} E_{tr}, \quad (\text{A.27})$$

por lo tanto

$$D \stackrel{EPC}{=} K_c. \quad (\text{A.28})$$

Estas ecuaciones describen que la energía impartida al medio es igual a la energía transferida, esto tiene implicaciones muy interesantes para el cálculo y estimación de la dosis impartida en un medio y su relación con otros medios.

Dosis y espectro de energía

En concordancia con la ecuación A.20 y suponiendo EPC se tiene:

$$D \stackrel{EPC}{=} K_c = \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} dE. \quad (A.29)$$

La ecuación A.29 se puede usar también para el cálculo de la exposición, sólo multiplicando por un factor de $1/(33.97)$.

Suponiendo que dos medios A y B fueron expuestos a un campo de radiación, en donde se cumplen las condiciones EPC y suponiendo que la fluencia Ψ es prácticamente la misma, entonces según [24]:

$$\frac{D_A \stackrel{EPC}{=} (K_c)_A}{D_B \stackrel{EPC}{=} (K_c)_B} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_A}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_B} \quad (A.30)$$

Dosis y exposición

La relación entre la dosis impartida por rayos X/γ y la exposición se describe a partir de [24] :

$$D_{aire} \stackrel{EPC}{=} (K_c)_{aire} = \frac{X}{\uparrow J/kg \uparrow} \frac{\left(\frac{\bar{W}}{e} \right)}{\uparrow 33.97 \text{ J/C} \uparrow}, \quad (A.31)$$

en que \bar{W} es la energía promedio impartida dentro de un gas para formar un par ion-electrón. Para el aire $\bar{W} = 33.97 \text{ eV}/(\text{i.p.})$, e es la carga del electrón, $1.602 \times 10^{-19} \text{ C}$.

Si D_{aire} está dada en rad y la exposición X en roentgen, la ecuación A.31 se puede describir de la siguiente manera

$$0.01 D_{aire} \stackrel{EPC}{=} (K_c)_{aire} = 2.58 \times 10^{-4} \times 33,97 X = 0,876 X \quad (A.32)$$

A.5. Dosimetría termoluminiscente

La dosimetría termoluminiscente (TL) se basa en el uso de materiales que al ser expuestos a la radiación ionizante y después ser calentados, emiten luz; esta luz es proporcional a la radiación recibida. La proporcionalidad entre la luz y la dosis recibida por el material permite su uso como dosímetros (es decir, medidores de dosis).

El fenómeno TL puede explicarse de manera sencilla en dos etapas, de acuerdo con la teoría de bandas de Randall & Wilkins [24]. La primera etapa comprende la interacción de la radiación con el cristal (dosímetro). El dosímetro TL (DTL) está compuesto de una red cristalina (Banda de valencia - Banda de conducción) semiperiódica con defectos llamados

trampas. Cuando incide radiación sobre el DTL ocurren ionizaciones, las cuales producen un par electrón-hoyo, el electrón (y el hoyo) viajan por la red cristalina hasta que encuentran una trampa. El electrón que se encuentra en la trampa, está en un estado metaestable. A continuación se muestra un diagrama en la Figura A.5, esta figura ejemplifica las dos etapas del fenómeno TL con un diagrama de la teoría de bandas.

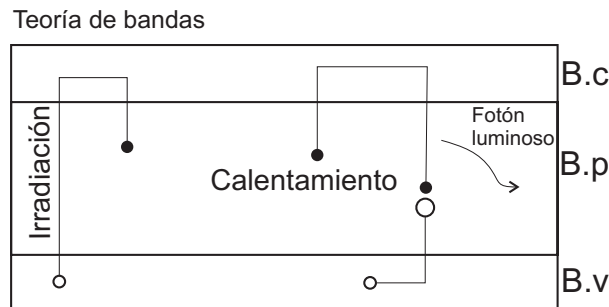


Figura A.5: Diagrama que explica el fenómeno TL, mediante la teoría de bandas. Ocurren dos procesos la irradiación en donde los electrones caen a las trampas del cristal y el calentamiento del dosímetro con la emisión de luz visible.

La segunda etapa del proceso TL explica la emisión de luz del dosímetro al ser calentado. Los electrones que han sido atrapados se encuentran en la banda prohibida del cristal, y cuando el DTL recibe energía en forma de calor los electrones atrapados pueden escapar de la trampa, existiendo una alta probabilidad de que estos electrones excitados bajen a la banda de valencia. Si en este proceso se encuentran con un hoyo habrá una recombinación y liberación de energía (en forma de radiación electromagnética). Si existe suficiente energía (3-5 eV) este fotón será de luz visible y tendrá la suficiente energía para ser detectado.

A.6. Calidad de imagen

Para la evaluación de calidad de imagen se definen los parámetros contraste y ruido.

- Contraste(C)

$$C = \frac{S_i - S_f}{S_i + S_f}, \quad (\text{A.33})$$

en que S_i es la señal de una región de interés del objeto y S_f es la señal de una región de interés del fondo. La señal utilizada para la evaluación del contraste es, generalmente, el logaritmo del valor de píxel (para imágenes digitales).

- El ruido de una región de interés de una imagen (no-logarítmica) se definió como:

$$\text{Ruido} = \sigma \tag{A.34}$$

en que σ es la desviación estándar de la señal (valor de píxel) de la región de interés. Se definió también el cociente señal a ruido, SNR, de una misma región de interés en una imagen.

$$SNR = \frac{S_i}{\sigma_{S_i}} \tag{A.35}$$

Apéndice B

Información de interés

B.1. Imágenes de microscopio de los colimadores del $CdTe$

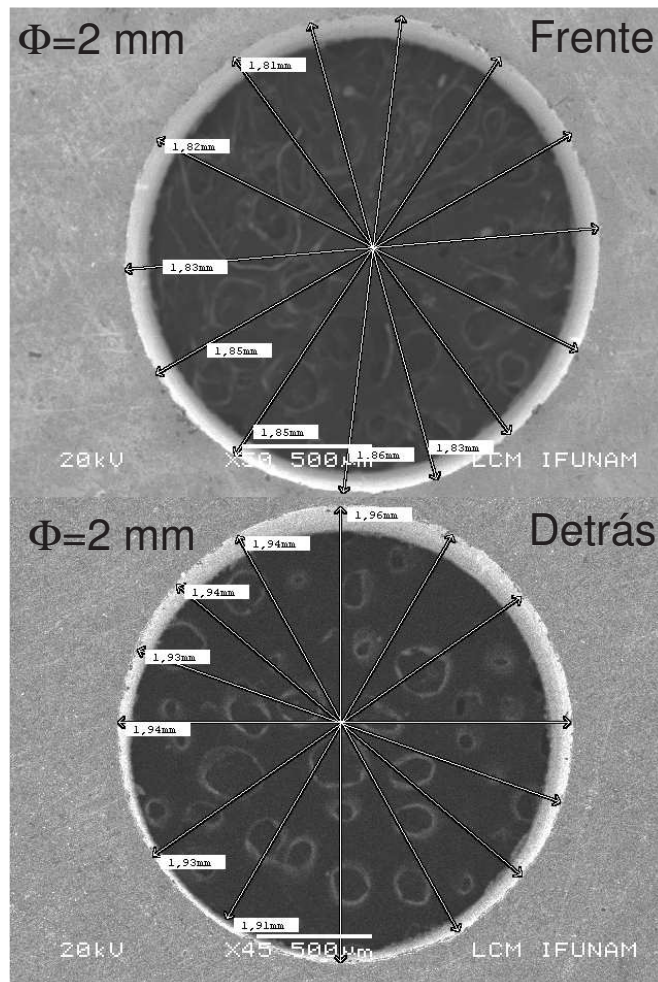


Figura B.1: Imágenes del orificio del colimador de 2mm de diámetro nominal.

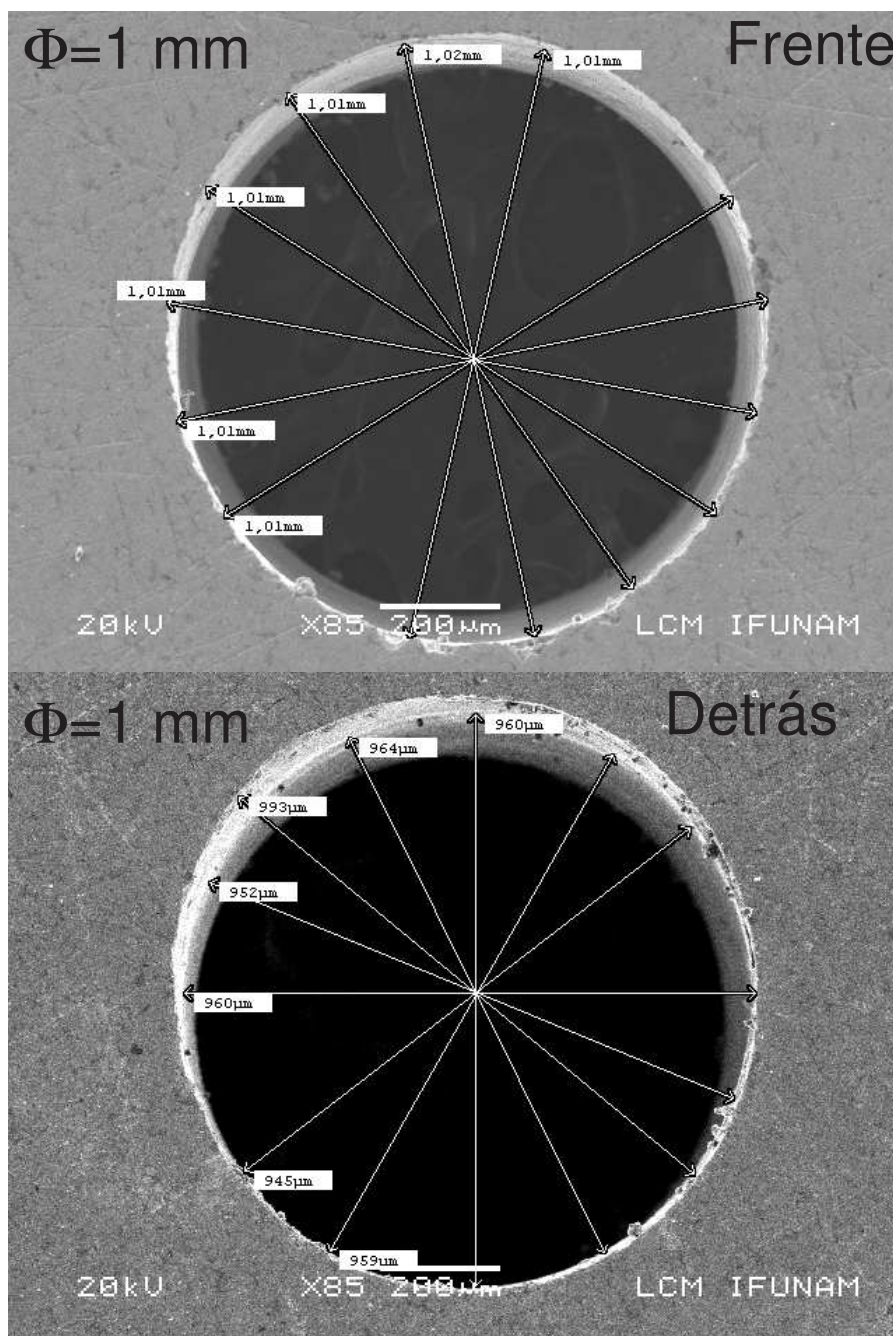


Figura B.2: Imágenes del orificio del colimador de 1mm de diámetro nominal.

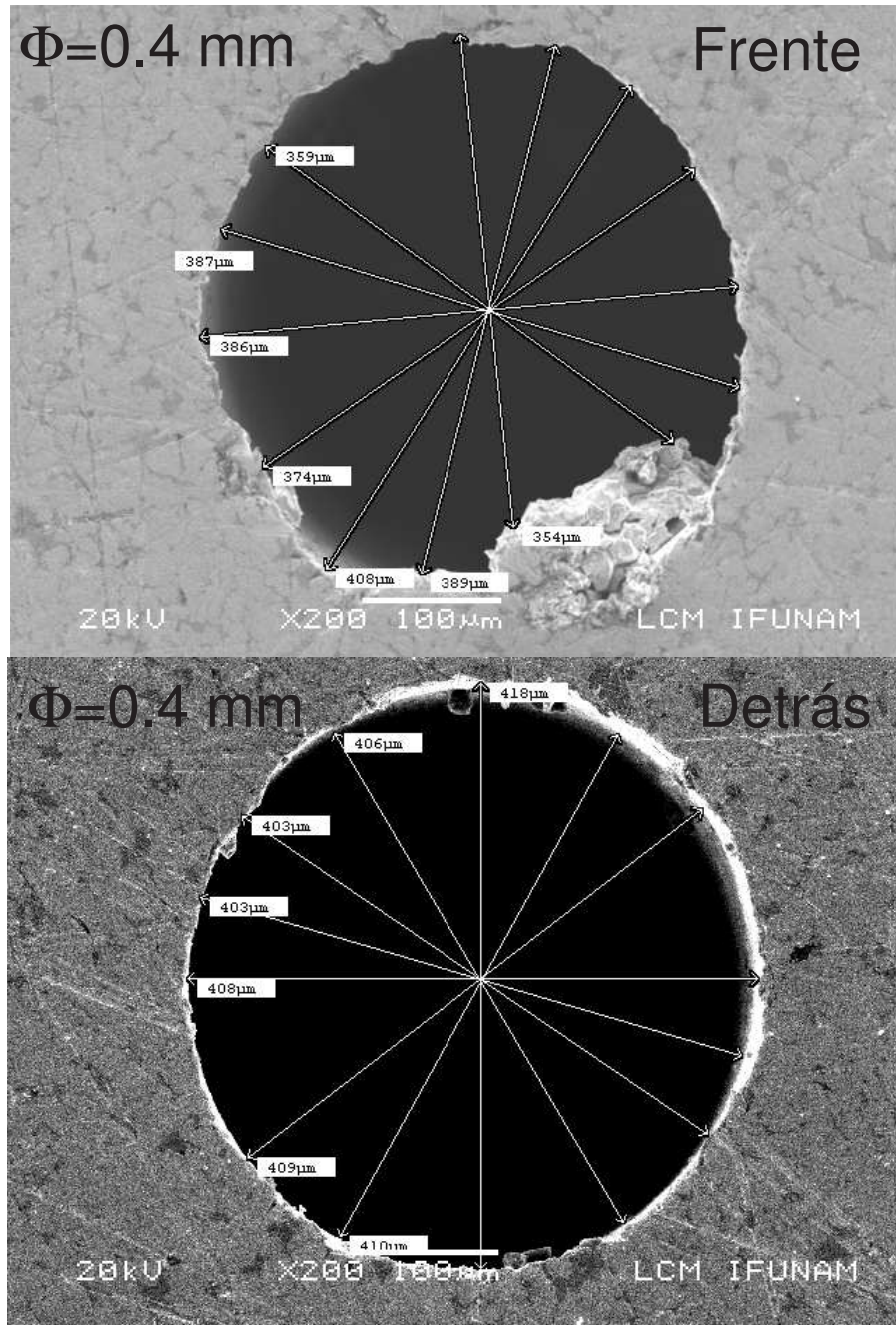


Figura B.3: Imágenes del orificio del colimador de 400 μm de diámetro nominal.

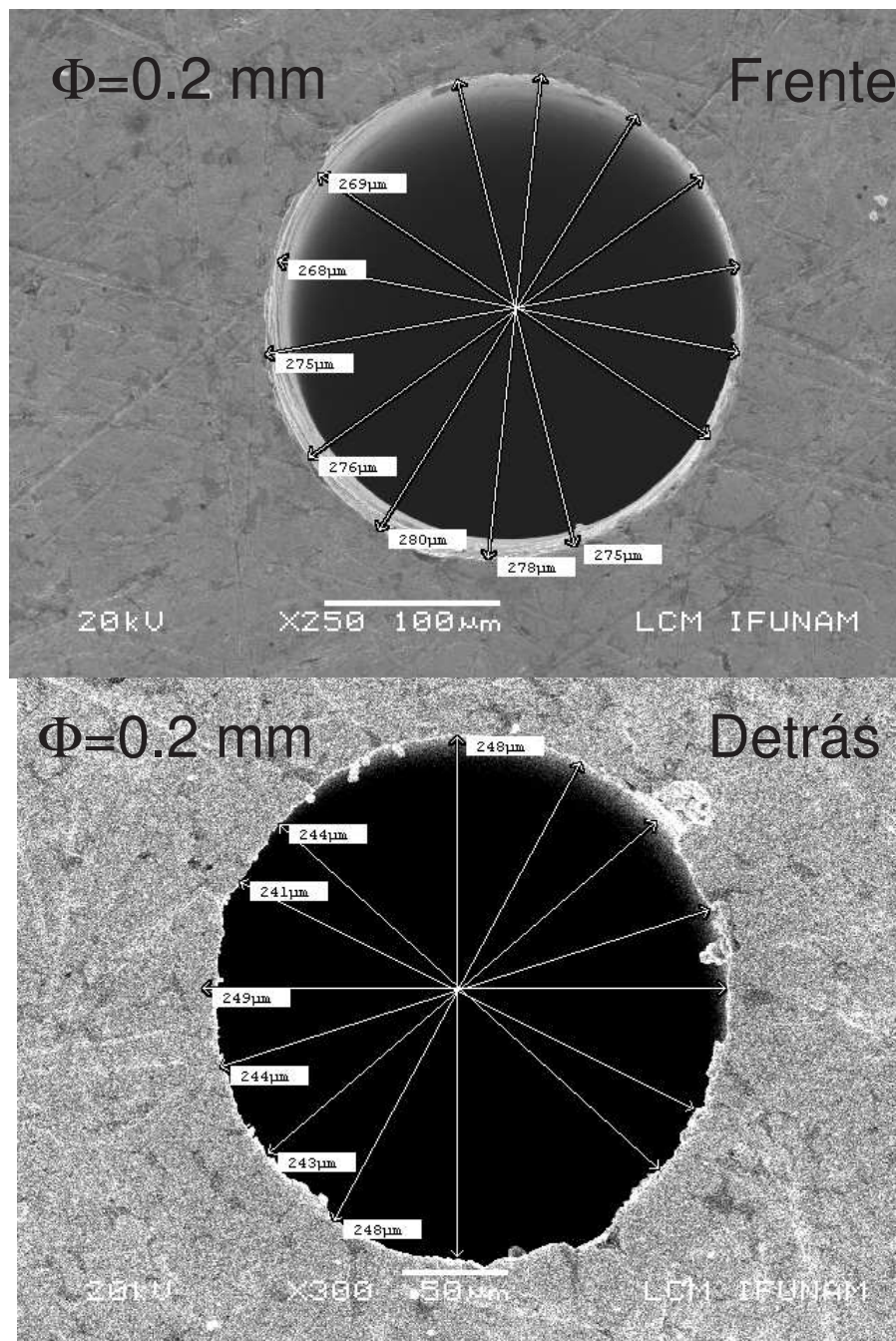


Figura B.4: Imágenes del orificio del colimador de 200 μm de diámetro nominal.

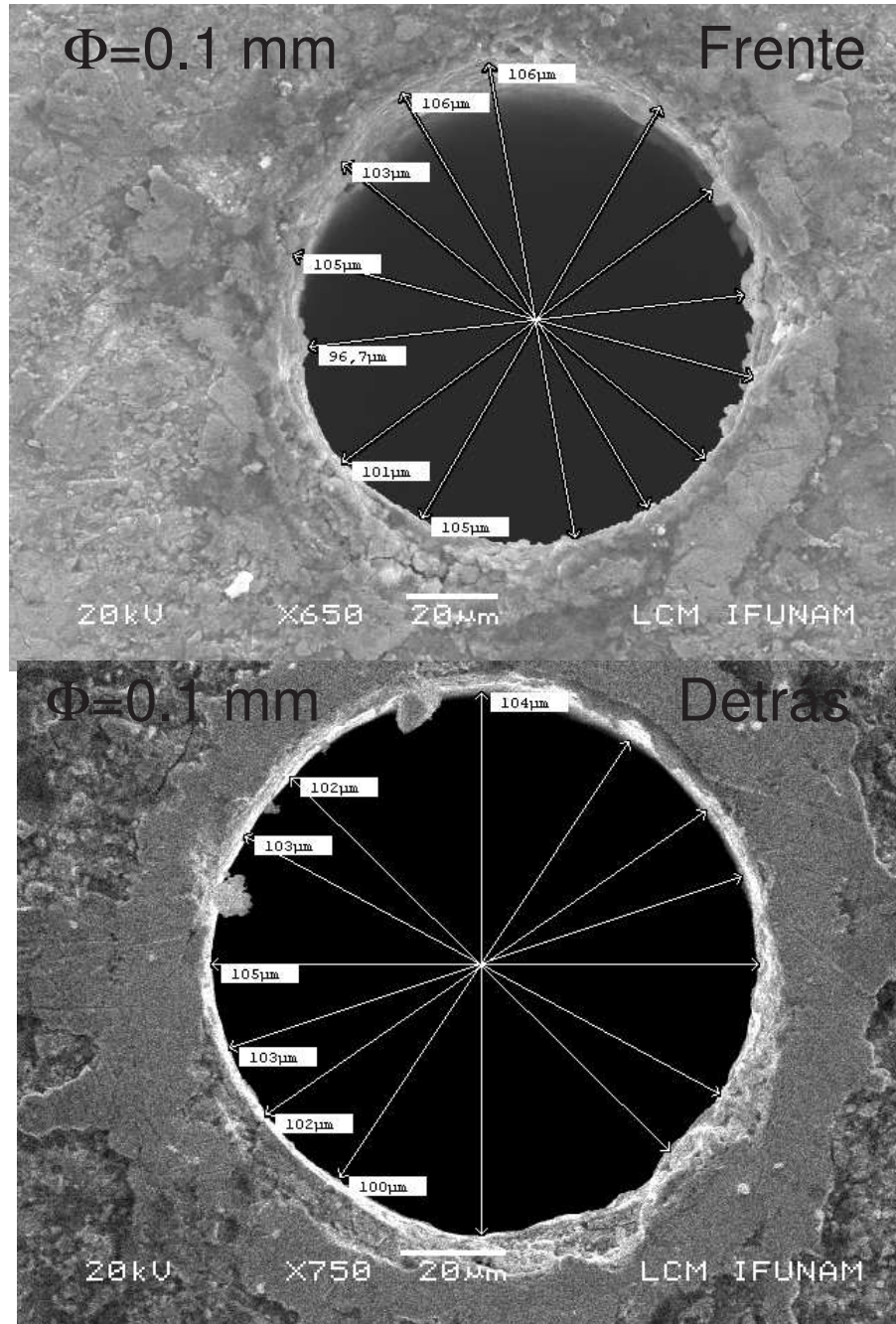


Figura B.5: Imágenes del orificio del colimador de 100 μm de diámetro nominal.

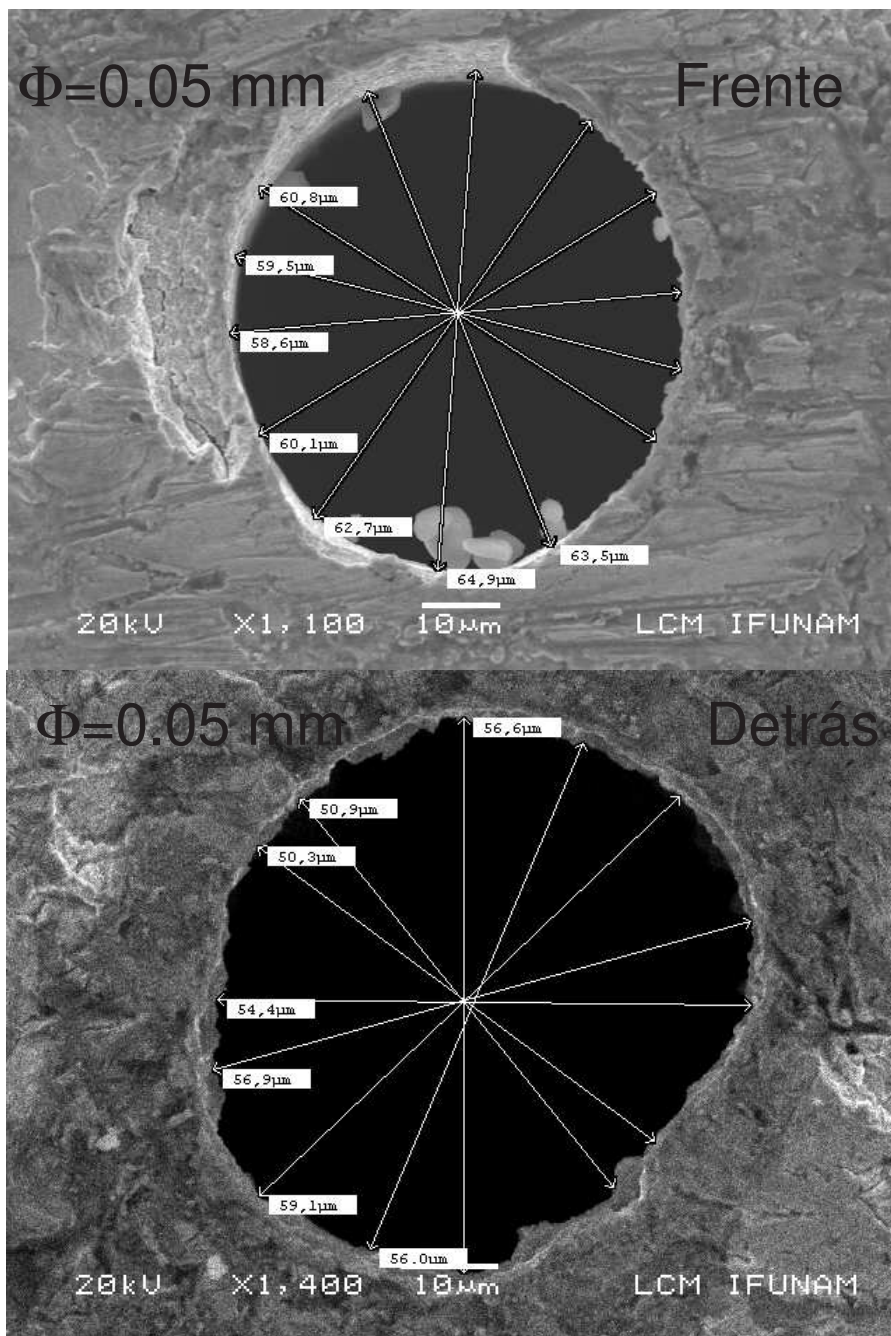


Figura B.6: Imágenes del orificio del colimador de 50 μ m de diámetro nominal.

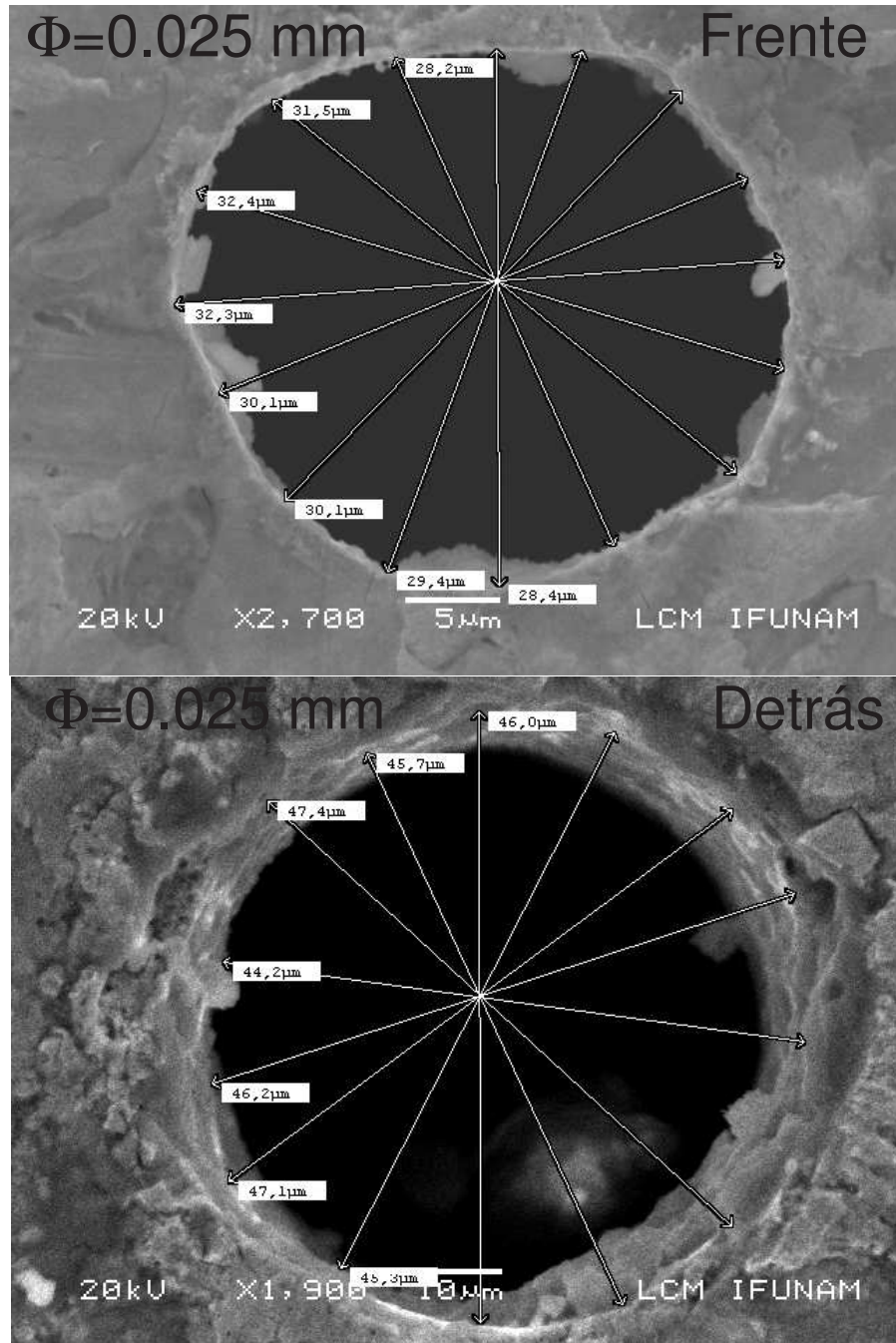


Figura B.7: Imágenes del orificio del colimador de 25 μm de diámetro nominal.

B.2. Señal de los dosímetros

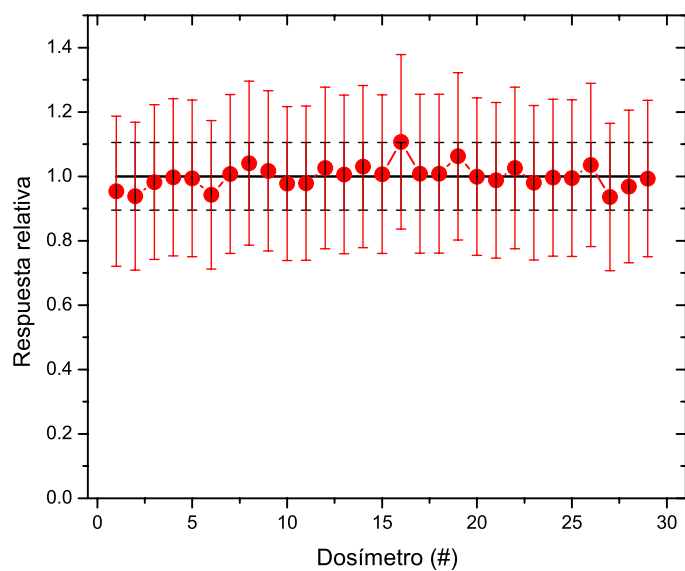


Figura B.8: Señal de los 30 dosímetros irradiados con una misma dosis impartida por la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

B.3. Programa de análisis de espectros

```

close all
clear all
%Programa interpolar-reconstruir espectros tubo OUW 20-90 kVp
Wd=load('W_matrix_datos_crudos.dat');%datos corr.por TM del detectorOUW
%ver el espectros limpios excel y espectros_ultrabright feb
%de la carpeta de febrero de tesis
MuCdTe=load('MuCdTe_1_28_93_6.dat');
MuBe=load('MuBe_1_28_93_6.dat');
E0=load('egan15.dat'); %Energía, inicia en 1.28 keV
%Se normalizó a 1m, (0.558 m / 1 m)^2 =0.3113 y además
%Se normalizó por el área del colimador (0.100 mm nominal) 102+-3
%phi*(51mu m)^2 =8171, (2500mum2 pixel/8171mum2)= 0.3059.
%Se normalizó a un mAs (0.2)*(t) , =(1/(0.2*t) mAs)
%El factor norma.. es 9.522x10^-2*(1/(0.2*t))(mAs*pixel*m
%Fil40AlOUW=load('40fil0_5mmAl.dat'); %Espectro filtradoOAW datos crudos
FN=0.0952;
ro= 6.2;%densidad de CdTe según nist 6.g/cm^3
tic=0.1; % espesor de 1 mm esto es 0.1 cm
k=[1:253];
Fc=(1-exp(-tic*ro*MuCdTe(k)));
Fcef=Fc.^(-1); %Eficiencia cuántica para cada canal
%-----
roBe= 1.848;%densidad de be según nist 1.8 g/cm^3
ticBe=0.0025; % 0.25 mm espesor de Be esto es 0.025 cm, 250 mum
FcBe=(exp(ticBe*roBe*MuBe(k))); %corr por los fotones que se quedan en la
%ventana de Be del detector
W20=Wd(:,1)*FN*((30.2*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W30=Wd(:,2)*FN*((30.03*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W40=Wd(:,3)*FN*((29.97*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W50=Wd(:,4)*FN*((29.89*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W60=Wd(:,5)*FN*((29.79*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W70=Wd(:,6)*FN*((29.66*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W80=Wd(:,7)*FN*((29.86*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
W90=Wd(:,8)*FN*((30.02*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
%Fil40Al=Fil40AlOUW*1.0133*FN*((29.97*0.1)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
FCor=FN*((30.2*0.2)^(-1)).*Fcef.*FcBe;
%---Conformación---(Rebin para cada caso)-----+++--+--+conformación
E=1.4:0.5:93.5; %El rebin,debe iniciar a lo menos en 1.28
Wconf20 = 1.3641*interp1(E0,W20',E,'linear');
Wconf30 = 1.3641*interp1(E0,W30',E,'linear');
Wconf40 = 1.3641*interp1(E0,W40',E,'linear');
Wconf50 = 1.3641*interp1(E0,W50',E,'linear');
Wconf60 = 1.3641*interp1(E0,W60',E,'linear');
Wconf70 = 1.3641*interp1(E0,W70',E,'linear');
Wconf80 = 1.3641*interp1(E0,W80',E,'linear');
Wconf90 = 1.3641*interp1(E0,W90',E,'linear');
%interpolación de los dos ejes, se mantiene la integral cte
%Fr40Al = 1.3641*interp1(E0,Fil40Al,E,'linear');
WCon=[Wconf20,
Wconf30,
Wconf40,
Wconf50,
Wconf60,
Wconf70,
Wconf80,
Wconf90];
[a1,a2]=size(WCon);
I=20:10:90;%-----son los puntos donde medi es decir de 20:10:90 kVp
%----- el ajuste a los puntos con polyfit
UWpol=zeros(a2,4);
j_2=1:4;
i_1=1;
for j_1=1:a2
J=WCon(:,j_1);
UWpol=polyfit(J,J,3);
UWp(i_1,j_2)=UWpol(1,j_2); %es la matriz de coeficientes
i_1=i_1+1;
end
%Si se tiene la matriz UWp se podría
%añadir únicamente lo siguiente
kVp=input('El kVp del espectro reconstruido (W UltraB 20:0.5:90 kVp)');
R=min(E):0.5:kVp;% Número de Renglones de la matriz UWp
p=length(R); %toma las columnas necesarias
[m,n]=size(UWp);% UWp es la matriz de coeficientes,ver el workspace
Mc=zeros(p,n);
Mc=UWp(1:p,1:4);
KVP=[kVp*kVp*kVp*kVp % formula de Boone
kVp*kVp
kVp
1];
Wk=Mc*KVP;
Integral_del_reconstruido=sum(Wk)
figure
plot(R,Wk,'-+')
title('Espectro reconstruido','FontSize',14);
xlabel('E(keV)','FontSize',13);
ylabel('(Fotones/pixel*mAs,m^2)','FontSize',13);
leg=legend('Espectro reconstruido',1);
set(gcf,'Color',[2,0.4,1])

```

Figura B.9: Programa de análisis de espectros desarrollado en MATLAB.

B.4. Ajuste de los polinomios

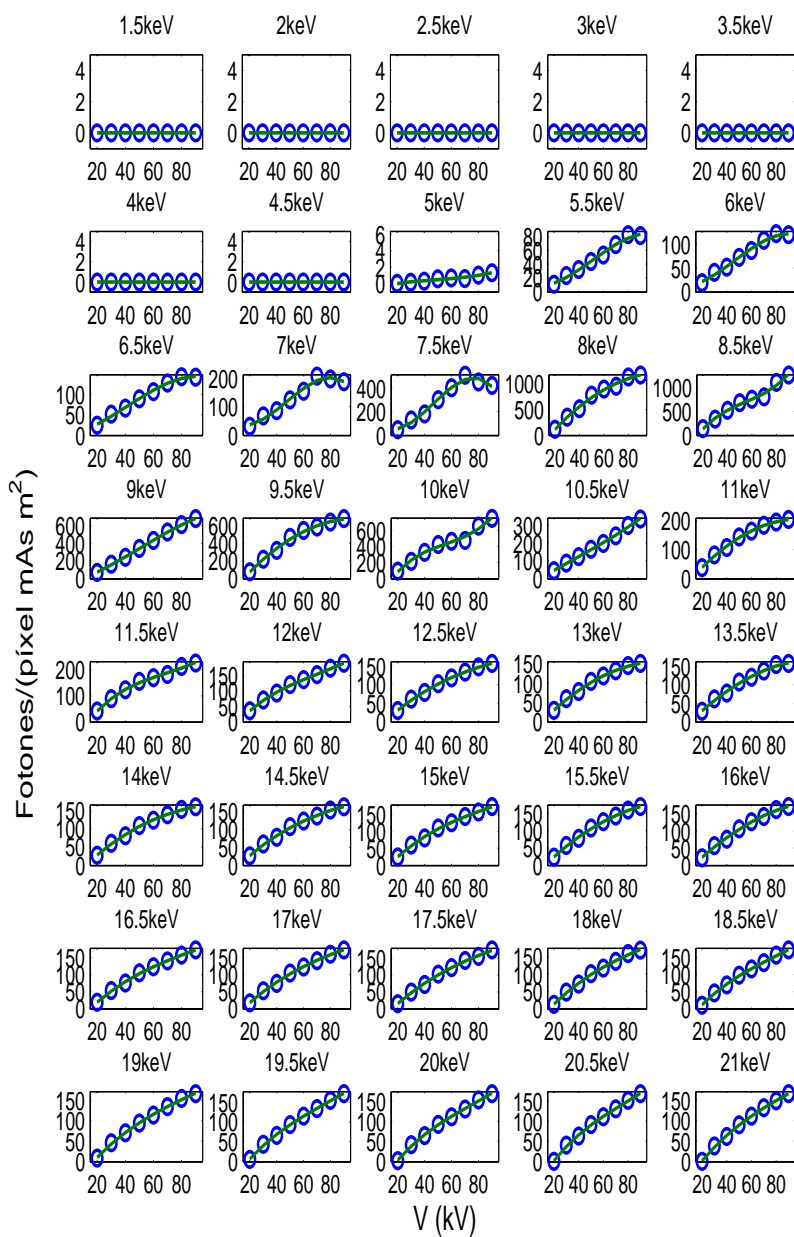


Figura B.10: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 21 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

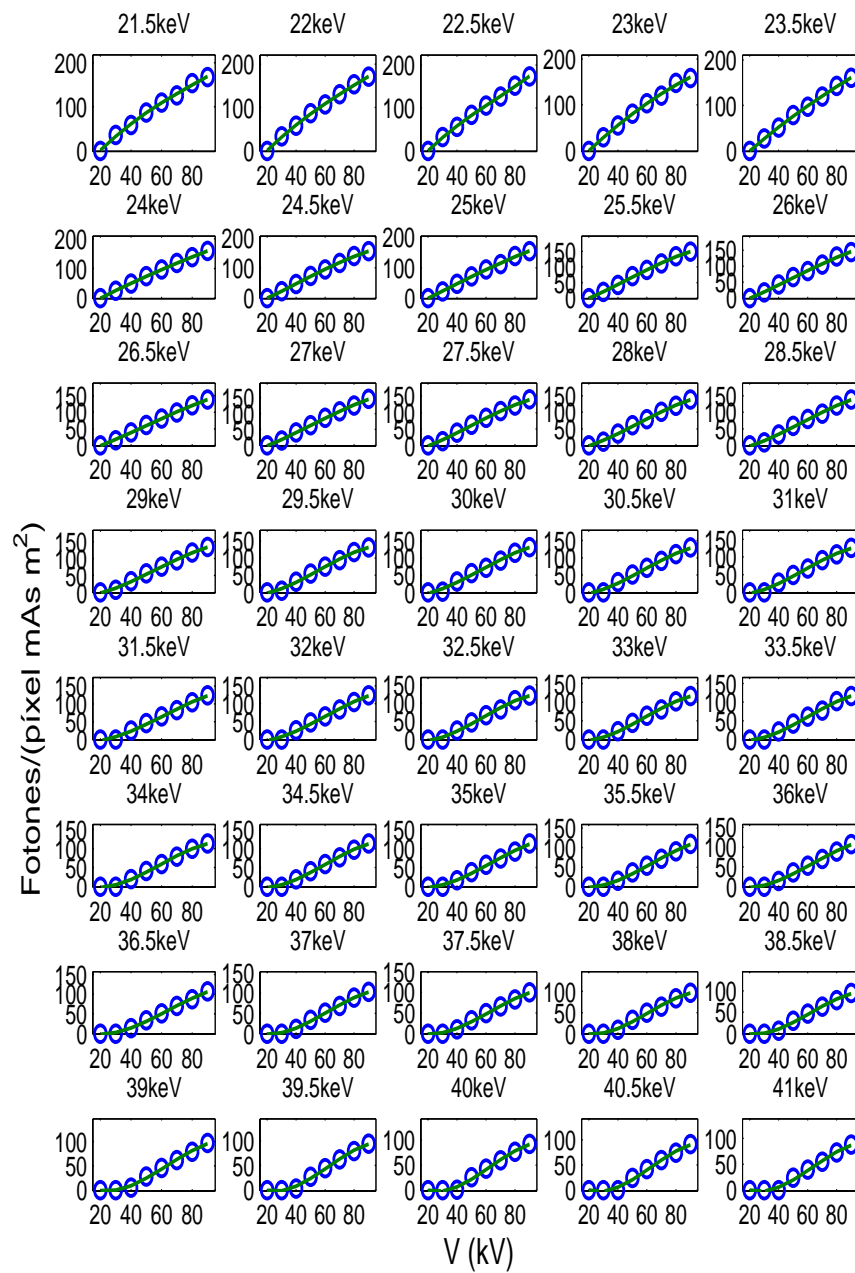


Figura B.11: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 21.5 keV y 41 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

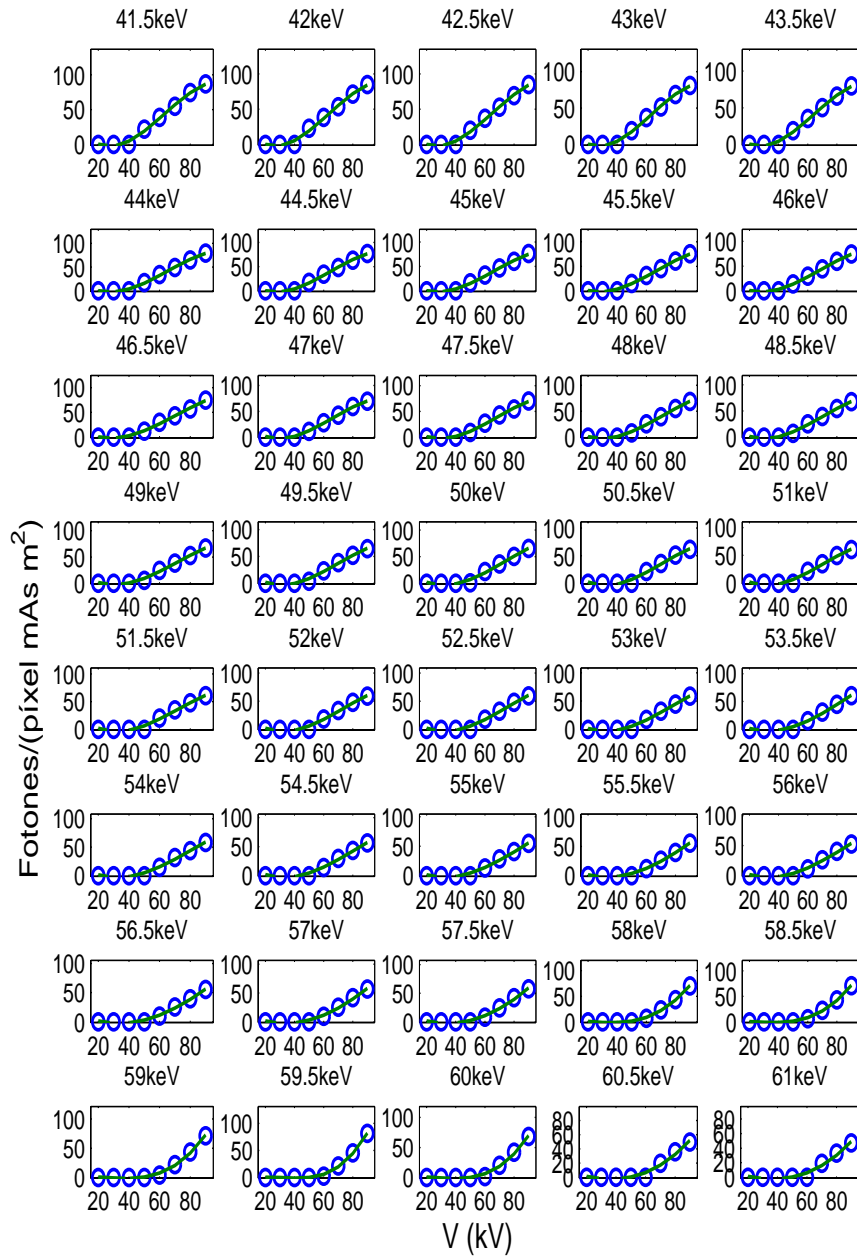


Figura B.12: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 41.5 keV y 61 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

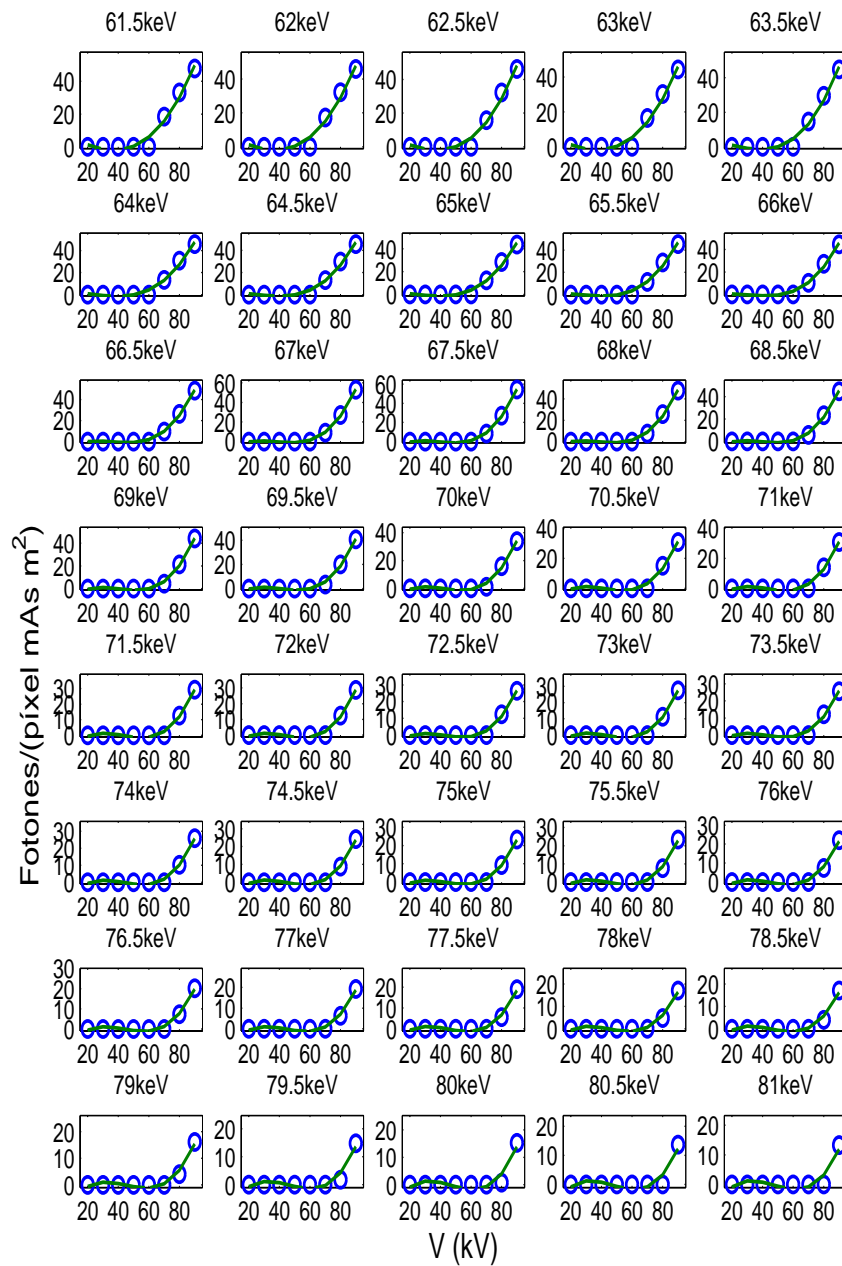


Figura B.13: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 61.5 keV y 81 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

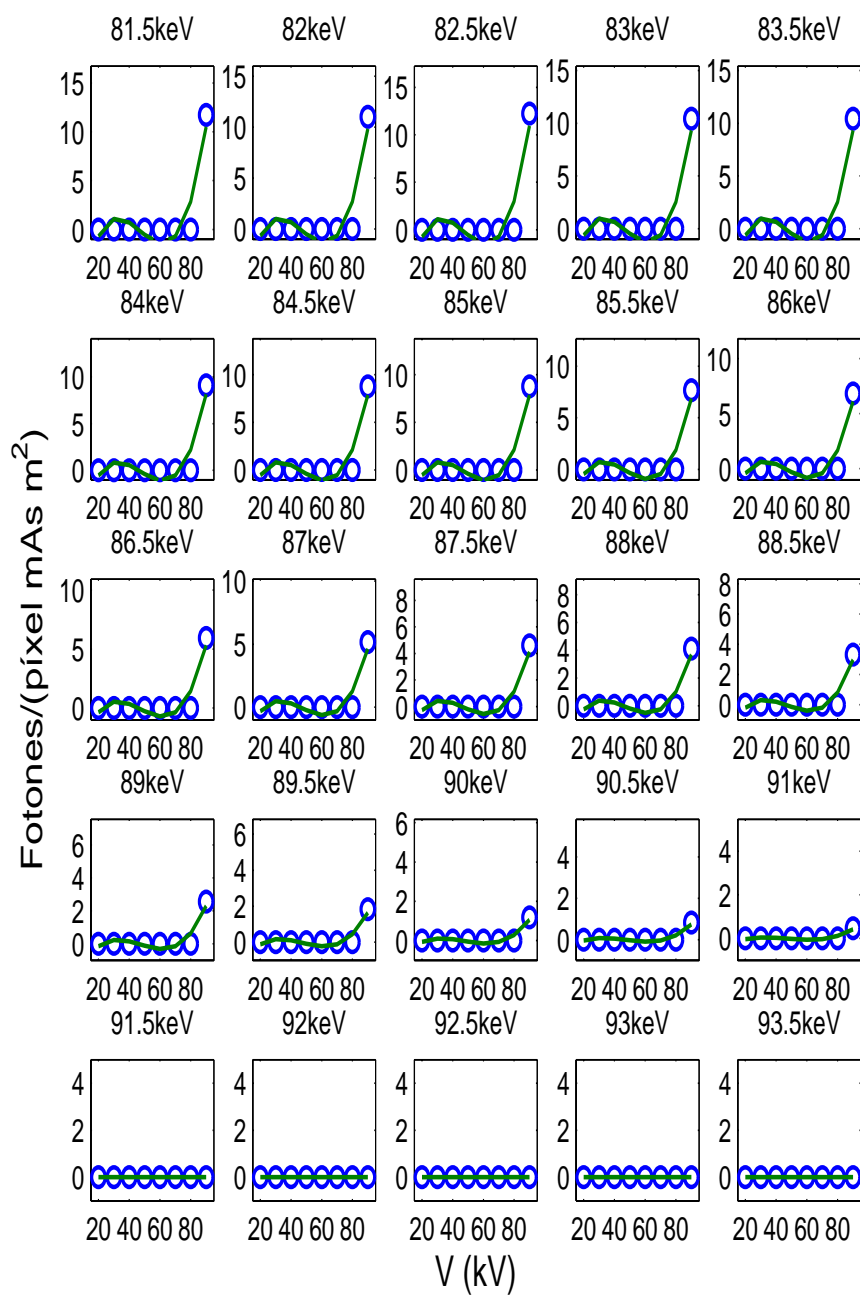


Figura B.14: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 81.5 keV y 93.5 keV para el tubo **OUW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

Ajuste de los polinomios OAW

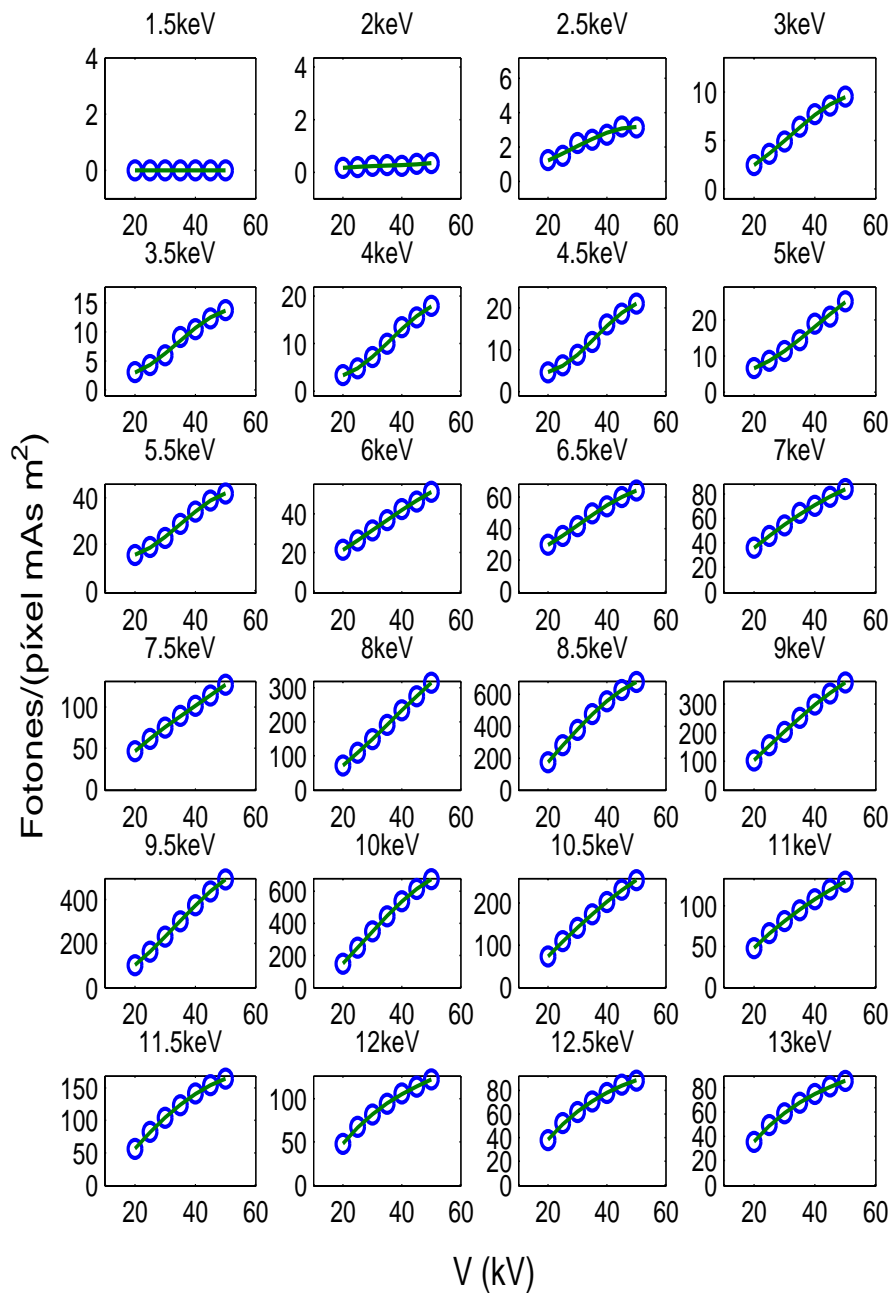


Figura B.15: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 13 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

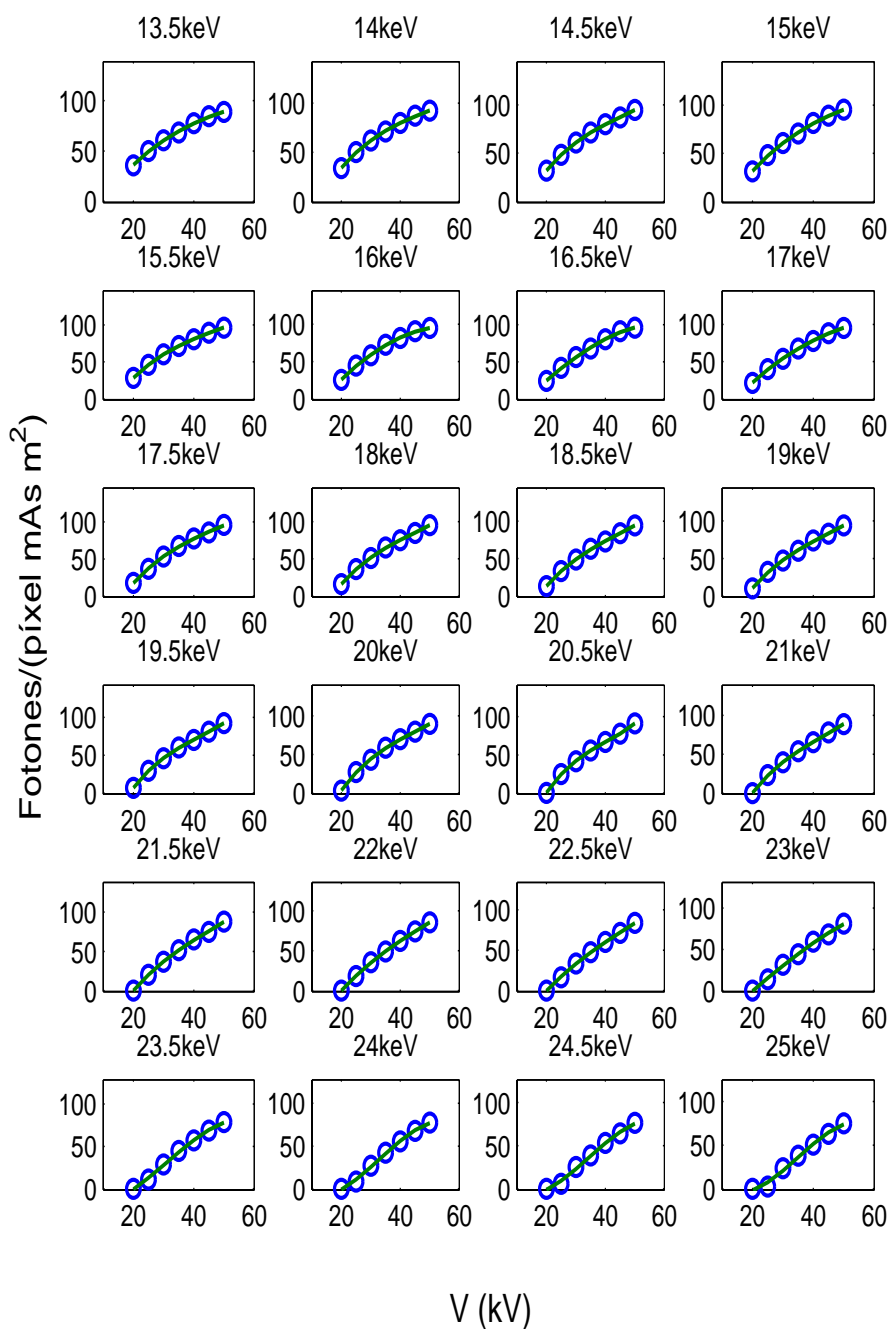


Figura B.16: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 13.5 keV y 25 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

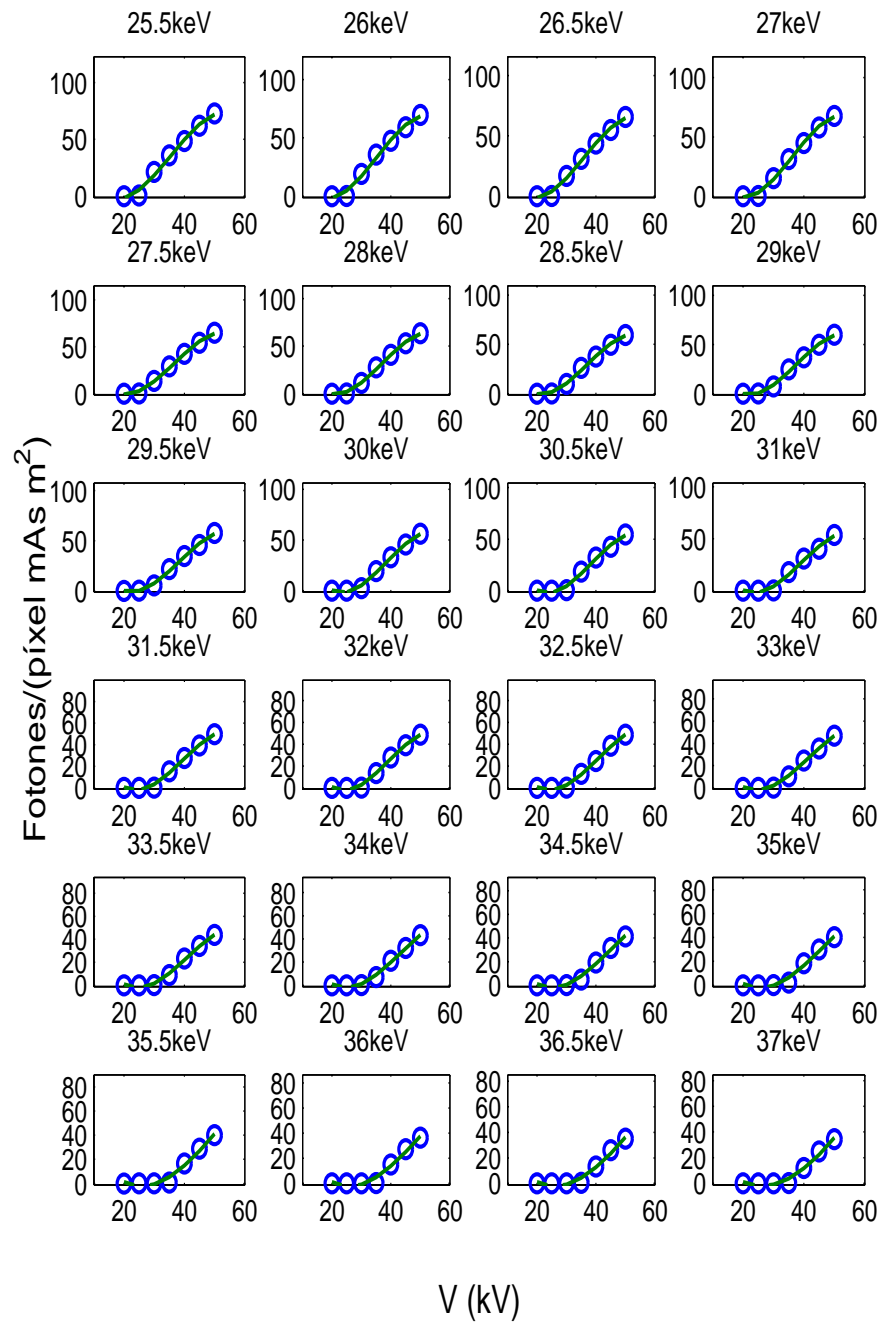


Figura B.17: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 25.5 keV y 37 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida)

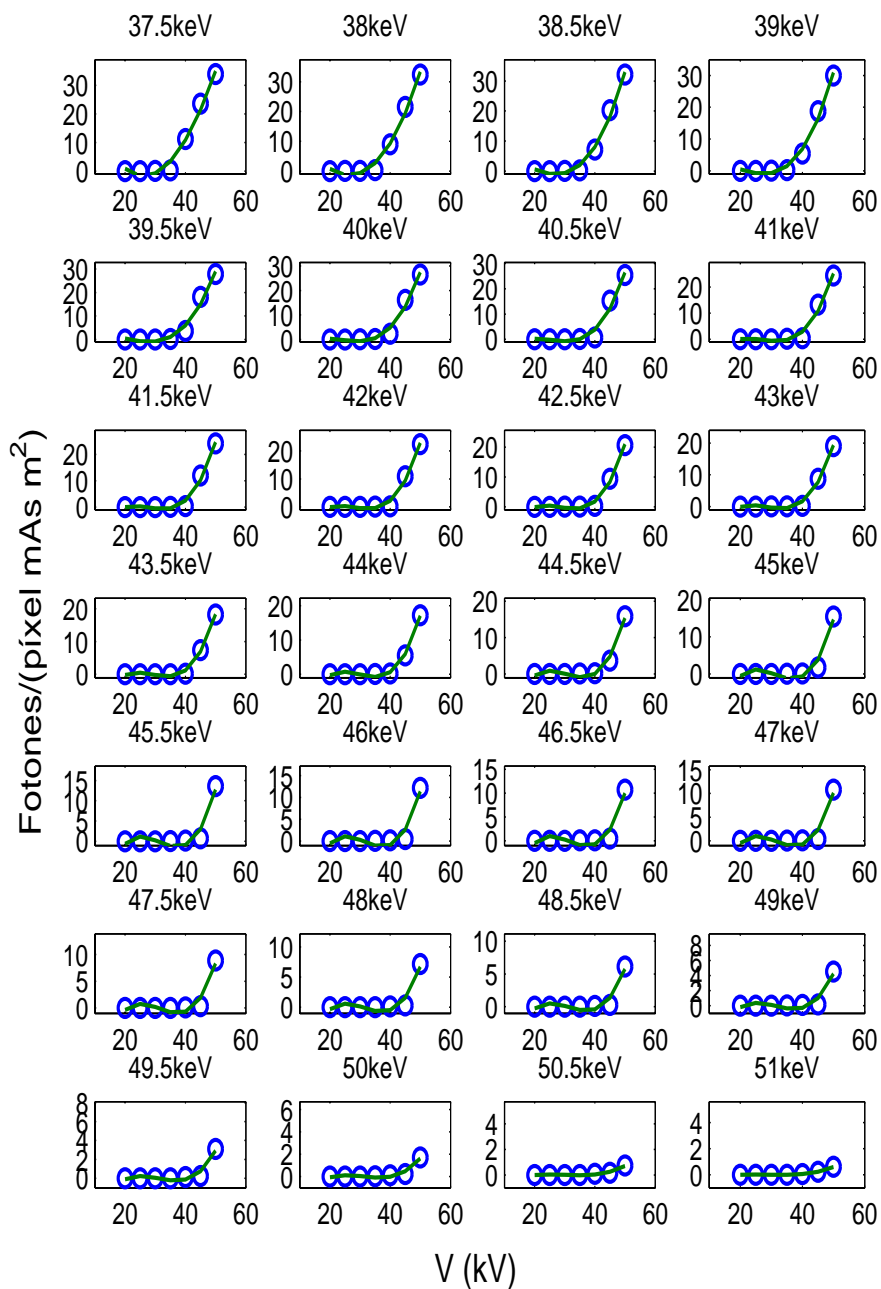


Figura B.18: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 37.5 keV y 51 keV para el tubo **OAW**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

Ajuste de los polinomios OAMo

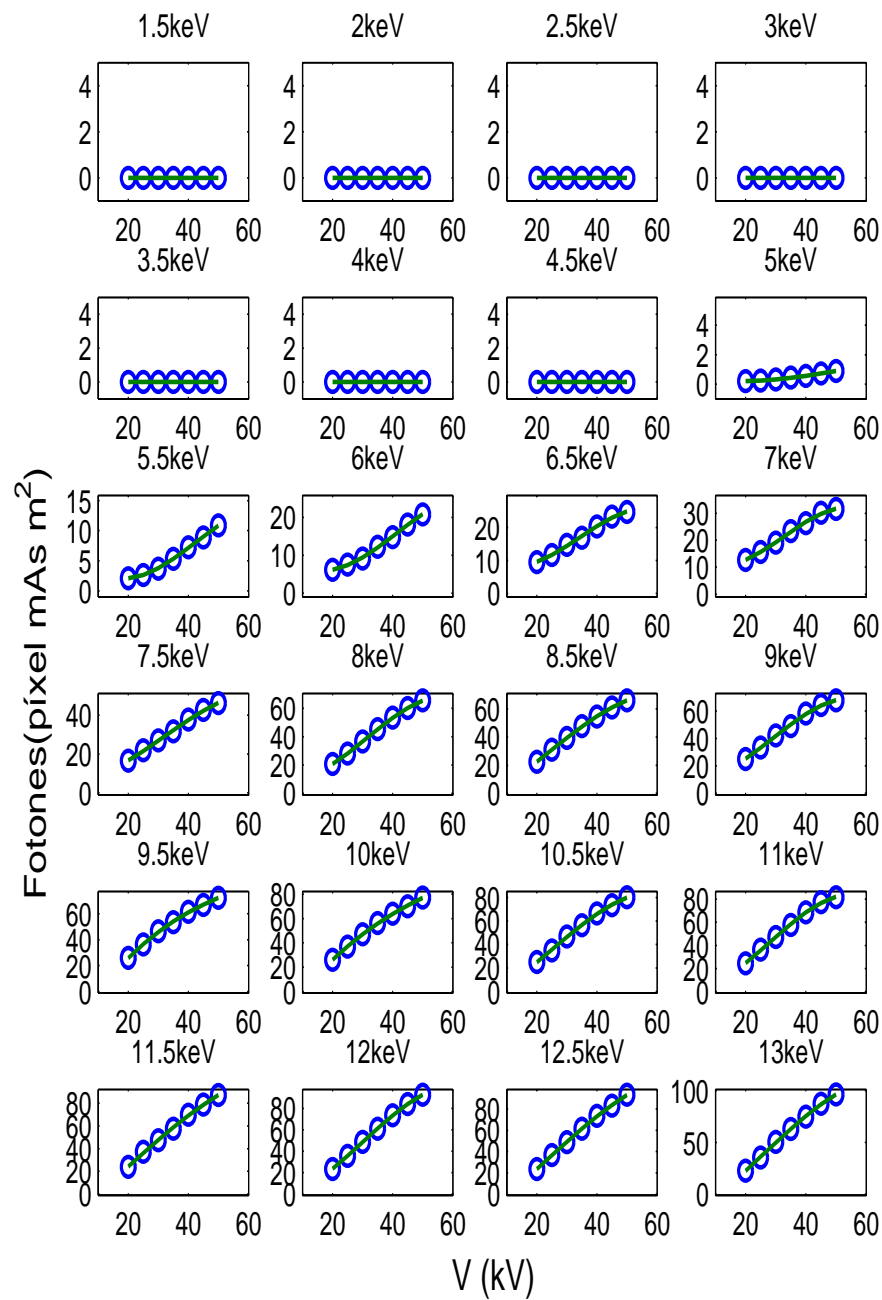


Figura B.19: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 1.5 keV y 13 keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

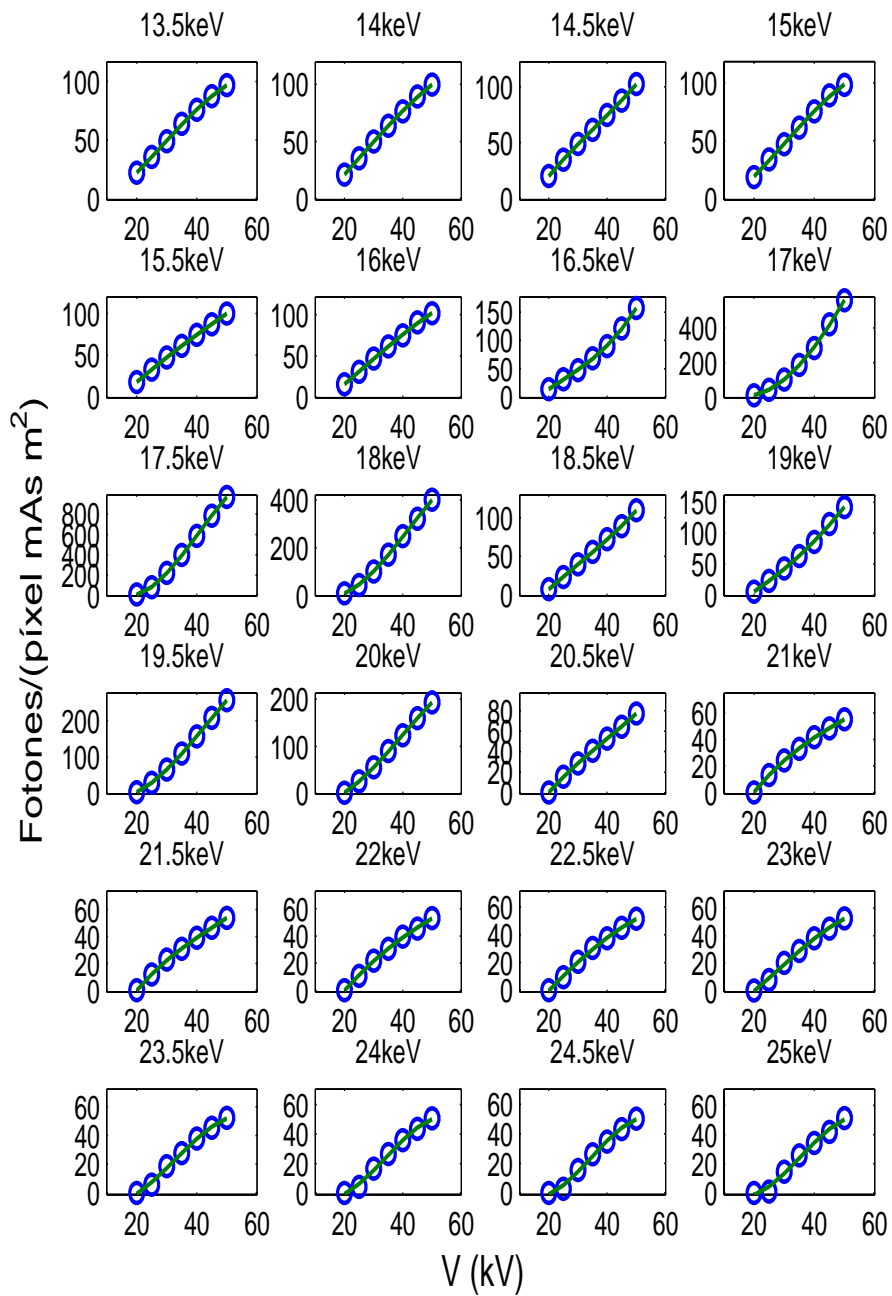


Figura B.20: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 13.5 keV y 25keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

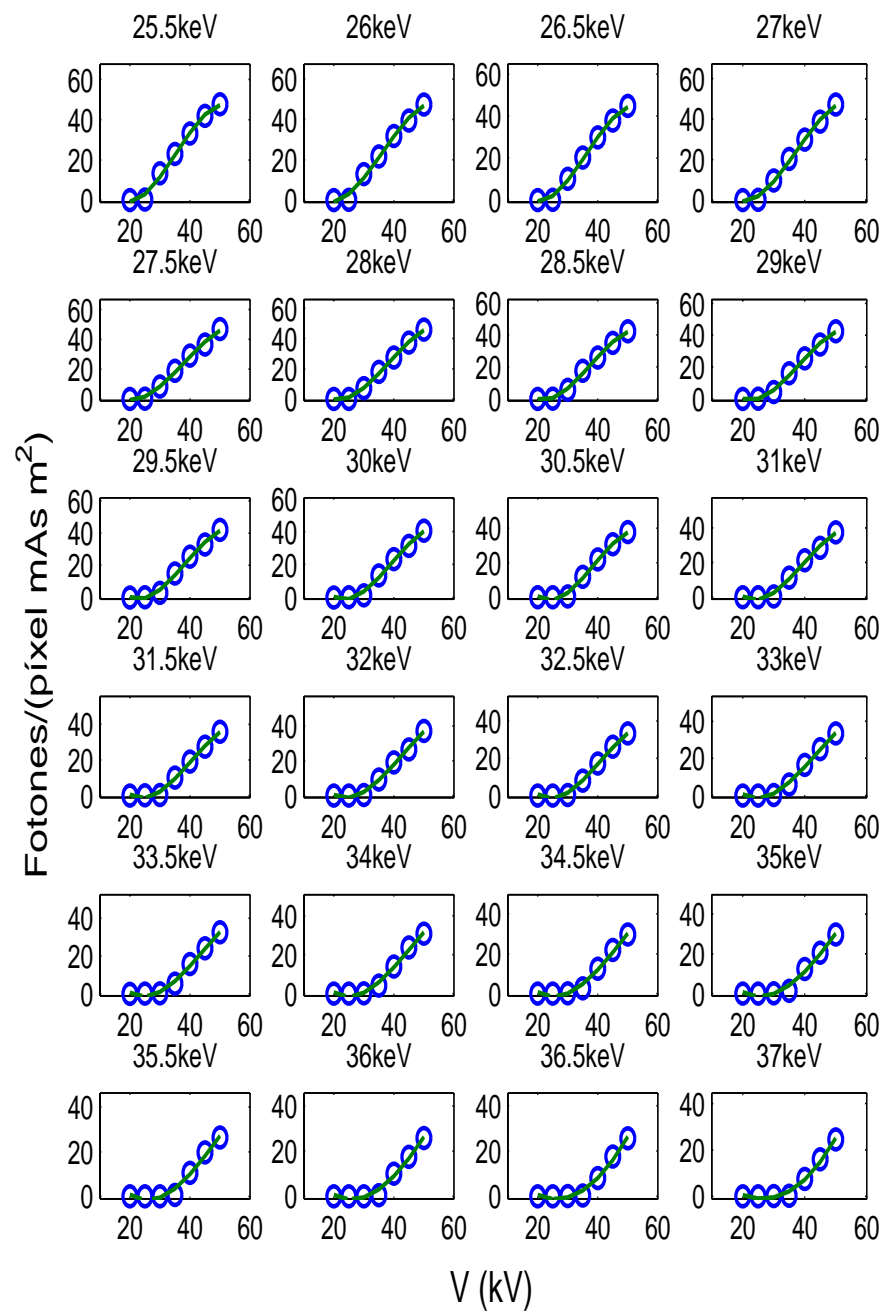


Figura B.21: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 25.5 keV y 37 keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

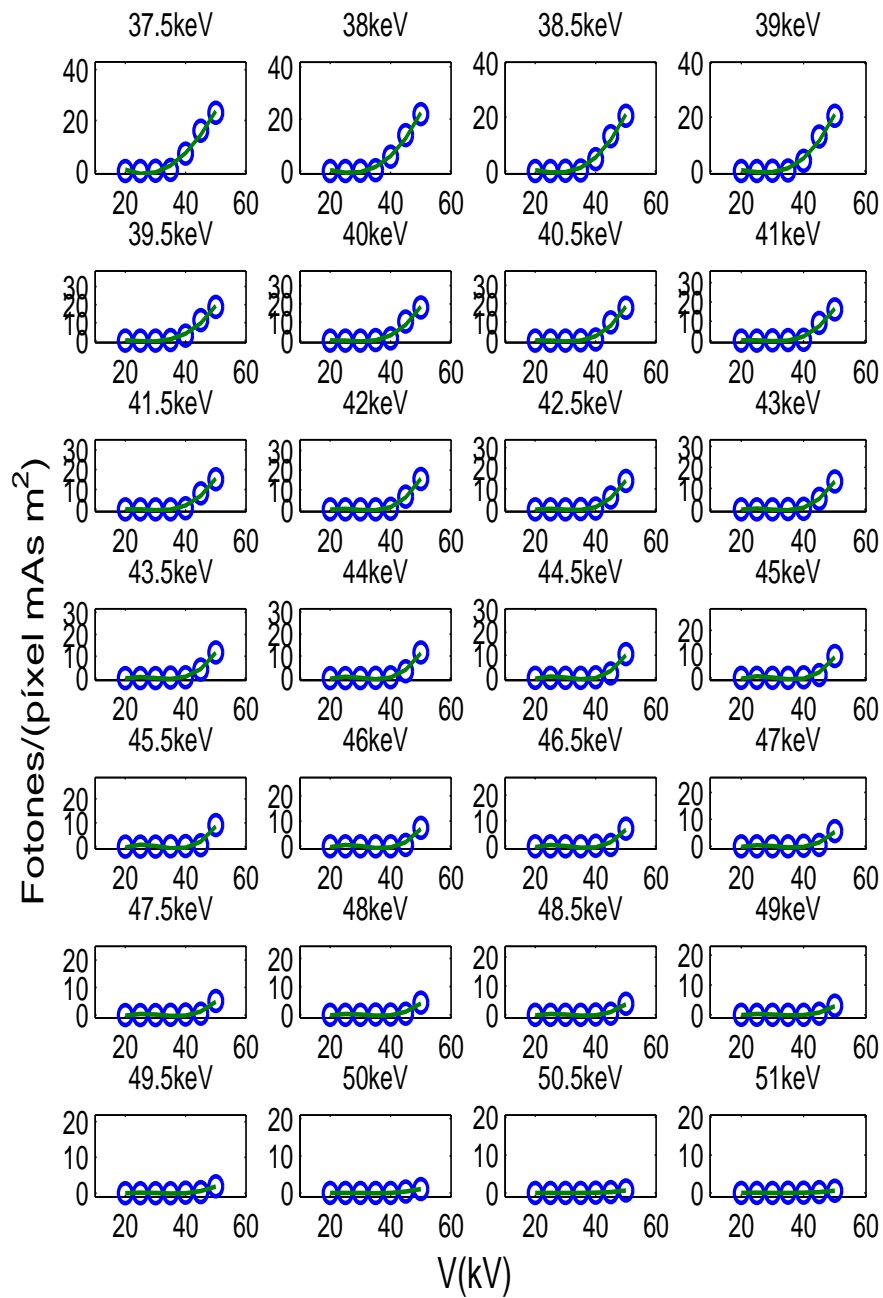


Figura B.22: Rendimiento en función del voltaje de operación (kV) para emisiones de rayos X entre 37.5 keV y 51keV para el tubo **OAMo**. A los puntos obtenidos (círculos), se ajustaron polinomios de grado 3 (línea sólida).

Tabla B.2: Continuación de los coeficientes para la reconstrucción de los espectros del tubo OUW

Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]	Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]
75.5	0.0003	-0.0422	1.7065	-20.5130	85.0	0.0002	-0.0220	0.9375	-11.7300
76.0	0.0003	-0.0392	1.5804	-18.9590	85.5	0.0001	-0.0192	0.8189	-10.2460
76.5	0.0003	-0.0348	1.3934	-16.6380	86.0	0.0001	-0.0171	0.7280	-9.1092
77.0	0.0003	-0.0347	1.4010	-16.8400	86.5	0.0001	-0.0148	0.6324	-7.9122
77.5	0.0003	-0.0355	1.4469	-17.4860	87.0	0.0001	-0.0129	0.5507	-6.8905
78.0	0.0002	-0.0324	1.3241	-16.0380	87.5	0.0001	-0.0115	0.4907	-6.1394
78.5	0.0003	-0.0341	1.4058	-17.1560	88.0	0.0001	-0.0103	0.4390	-5.4921
79.0	0.0002	-0.0316	1.2991	-15.8110	88.5	0.0001	-0.0083	0.3536	-4.4240
79.5	0.0002	-0.0331	1.3888	-17.1800	89.0	0.0000	-0.0064	0.2729	-3.4150
80.0	0.0003	-0.0367	1.5545	-19.3700	89.5	0.0000	-0.0046	0.1949	-2.4389
80.5	0.0002	-0.0342	1.4598	-18.2650	90.0	0.0000	-0.0029	0.1255	-1.5707
81.0	0.0002	-0.0332	1.4131	-17.6810	90.5	0.0000	-0.0020	0.0871	-1.0899
81.5	0.0002	-0.0293	1.2509	-15.6520	91.0	0.0000	-0.0012	0.0491	-0.6144
82.0	0.0002	-0.0275	1.1737	-14.6860	91.5	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
82.5	0.0002	-0.0306	1.3061	-16.3420	92.0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
83.0	0.0002	-0.0261	1.1125	-13.9190	92.5	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
83.5	0.0002	-0.0261	1.1114	-13.9060	93.0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
84.0	0.0002	-0.0228	0.9703	-12.1400	93.5	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
84.5	0.0002	-0.0219	0.9354	-11.7030					

Matriz OAW

Tabla B.3: Matriz con los coeficientes, para la reconstrucción de los espectros del tubo OAW.

$$\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E]$$

Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]	Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]
1.5	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	38.5	0.0010542	-0.044967	0.11688	7.7602
2	0.00001	-0.00108	0.04078	-0.30349	39	0.0012928	-0.072553	1.0506	-1.8664
2.5	-0.00006	0.00557	-0.07099	0.92747	39.5	0.0013311	-0.079325	1.3091	-4.6311
3	-0.00016	0.01473	-0.18674	1.54600	40	0.0017909	-0.12864	2.926	-21.078
3.5	-0.00042	0.04367	-1.05260	9.98150	40.5	0.0020901	-0.16028	3.9417	-31.194
4	-0.00053	0.05747	-1.48750	14.29700	41	0.0024217	-0.19699	5.1811	-44.114
4.5	-0.00071	0.07782	-2.12150	21.68600	41.5	0.0026275	-0.21904	5.9094	-51.602
5	-0.00030	0.03611	-0.76367	9.81780	42	0.002479	-0.20765	5.6288	-49.375
5.5	-0.00106	0.11180	-2.80360	35.33200	42.5	0.0024725	-0.21084	5.8195	-51.932
6	-0.00026	0.02546	0.24240	8.45160	43	0.0022545	-0.19183	5.2823	-47.03
6.5	-0.00062	0.05769	-0.46600	20.76800	43.5	0.0023743	-0.20631	5.7982	-52.6
7	-0.00004	-0.01109	2.52160	-9.80880	44	0.0025716	-0.22927	6.5985	-61.134
7.5	0.00044	-0.05575	4.86920	-32.29100	44.5	0.0026711	-0.24325	7.1363	-67.21
8	-0.00167	0.18441	1.71620	-23.04600	45	0.0030186	-0.28035	8.3613	-79.803
8.5	-0.00491	0.30111	14.83200	-203.07000	45.5	0.0028107	-0.26326	7.9102	-40.986
9	-0.00111	0.06027	9.17540	-95.02400	46	0.0025695	-0.24112	7.2553	-69.751
9.5	-0.00595	0.59706	-5.62410	22.84900	46.5	0.0022622	-0.21233	6.3901	-61.441
10	-0.00633	0.51394	6.25320	-130.54000	47	0.002306	-0.21656	6.5194	-62.695
10.5	-0.00048	0.00935	7.26190	-71.70400	47.5	0.0018744	-0.17583	5.2874	-50.798
11	0.00026	-0.05623	5.63740	-44.35500	48	0.0014939	-0.13997	4.2058	-40.986
11.5	-0.00027	-0.03315	6.96130	-67.51100	48.5	0.0012663	-0.11858	3.5626	-34.213
12	0.00083	-0.12973	8.33170	-73.38100	49	0.00094166	-0.088312	2.6574	-25.558
12.5	0.00034	-0.06879	5.17170	-40.32900	49.5	0.00061075	-0.056882	1.7015	-16.284
13	0.00057	-0.09174	5.86600	-49.62900	50	0.00030424	-0.028113	0.83696	-7.9881
13.5	0.00033	-0.06597	5.09260	-41.90200	50.5	0.00010598	-0.0094974	0.27566	-2.5786
14	0.00087	-0.12913	7.59350	-73.04300	51	7.6417E-05	-0.0066504	0.18762	-1.7108
14.5	0.00112	-0.15340	8.45470	-84.77500	51.5	4.8969E-05	-0.0041391	0.11371	-1.0131
15	0.00049	-0.08770	6.36250	-64.50900	52	7.7384E-05	-0.0071535	0.21262	-2.0242
15.5	0.00097	-0.14249	8.46290	-91.64800	52.5	4.5676E-05	-0.0039606	0.11195	-1.0253
16	0.00007	-0.05858	6.12020	-73.87900					
16.5	-0.00041	0.00427	3.68370	-47.43100					
17	0.00031	-0.07135	6.24360	-77.10400					
17.5	0.00110	-0.16074	9.54570	-117.92000					
18	0.00145	-0.19132	10.38000	-126.56000					
18.5	0.00140	-0.18416	10.15600	-127.39000					
19	0.00140	-0.18739	10.43200	-134.44000					
19.5	0.00211	-0.26527	13.18900	-167.44000					
20	0.00176	-0.23690	12.56900	-167.03000					
20.5	0.00285	-0.34272	15.89200	-202.91000					
21	0.00187	-0.23753	12.28300	-165.16000					
21.5	0.00113	-0.15396	9.27250	-132.93000					
22	0.00063	-0.09604	7.10140	-108.68000					
22.5	0.00055	-0.08250	6.41690	-99.98700					
23	-0.00029	0.01014	3.10640	-64.32500					
23.5	-0.00166	0.15347	-1.65840	-15.67000					
24	-0.00227	0.22470	-4.28140	13.06500					
24.5	-0.00225	0.23164	-4.89830	22.09200					
25	-0.00279	0.29344	-7.12410	45.79800					
25.5	-0.00349	0.37161	-9.93270	76.24100					
26	-0.00392	0.41423	-11.37600	91.44900					
26.5	-0.00354	0.38289	-10.79100	89.60700					
27	-0.00436	0.47397	-13.90100	122.29000					
27.5	-0.00395	0.43423	-12.82500	113.47000					
28	-0.00414	0.45890	-13.86900	126.24000					
28.5	-0.00398	0.44182	-13.43700	123.22000					
29	-0.00427	0.48113	-15.03100	142.10000					
29.5	-0.00381	0.43879	-13.96100	134.02000					
30	-0.00431	0.49909	-16.24900	160.22000					
30.5	-0.00435	0.50364	-16.52200	164.17000					
31	-0.00384	0.45225	-14.93300	148.78000					
31.5	-0.00378	0.44655	-14.86200	149.45000					
32	-0.00400	0.47041	-15.71700	158.98000					
32.5	-0.00316	0.38803	-13.21600	135.11000					
33	-0.00282	0.35241	-12.12800	124.87000					
33.5	-0.00301	0.36916	-12.68100	130.86000					
34	-0.00224	0.29350	-10.39800	109.28000					
34.5	-0.00206	0.27796	-10.05100	107.35000					
35	-0.00175	0.24893	-9.27550	101.07000					
35.5	-0.00114	0.18951	-7.50540	84.55900					
36	-0.00130	0.20091	-7.77360	86.70100					
36.5	-0.00092	0.16003	-6.45070	73.42400					
37	-0.00050	0.11710	-5.08580	59.86900					
37.5	-0.00015	0.08014	-3.88310	47.68500					

Matriz OAMo

Tabla B.4: Matriz con los coeficientes, para la reconstrucción de espectros del tubo OAMo. $\Phi(E, V) = a[E]V^3 + b[E]V^2 + c[E]V + d[E]$

Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]	Energía (keV)	a[E]	b[E]	c[E]	d[E]
1.5	0	0	0	0	38.5	0.00072574	-0.034292	0.26038	3.0312
2	0	0	0	0	39	0.00088029	-0.049676	0.73513	-1.5675
2.5	0	0	0	0	39.5	0.0010634	-0.07146	1.4897	-9.5001
3	0	0	0	0	40	0.0014447	-0.1109	2.7438	-21.937
3.5	0	0	0	0	40.5	0.0016239	-0.12911	3.3132	-27.506
4	0	0	0	0	41	0.0014804	-0.11809	3.0432	-25.385
4.5	0	0	0	0	41.5	0.0014306	-0.11516	2.9988	-25.297
5	-9.9911E-06	0.0015927	-0.049484	0.6361	42	0.0019243	-0.16598	4.6379	-41.882
5.5	-0.00022993	0.029214	-0.85631	9.3525	42.5	0.001691	-0.14541	4.0524	-36.521
6	-0.00034029	0.042335	-1.1469	14.875	43	0.0017628	-0.15413	4.361	-39.823
6.5	-0.00043824	0.045244	-0.9469	13.913	43.5	0.0016733	-0.14849	4.2621	-39.432
7	-0.00062221	0.061506	-1.2442	17.981	44	0.0018356	-0.16571	4.8265	-45.193
7.5	-0.00039703	0.038474	-0.15709	7.6381	44.5	0.0018072	-0.16553	4.883	-46.212
8	-0.00089293	0.084587	-0.94388	12.904	45	0.0017451	-0.16178	4.8191	-45.961
8.5	-0.00036788	0.02423	-1.1928	-8.1824	45.5	0.0018232	-0.17049	5.1177	-49.12
9	-0.00089293	0.078149	-0.56053	12.302	46	0.0014854	-0.13884	4.1653	-39.956
9.5	0.00015265	-0.038276	3.6299	-32.661	46.5	0.0013747	-0.12821	3.8393	-36.776
10	0.000221	-0.042575	3.8207	-35.114	47	0.0010932	-0.10178	3.0442	-29.139
10.5	-0.00064924	0.049728	0.88426	-7.3924	47.5	0.00099533	-0.092744	2.7777	-26.624
11	-0.00010997	0.092992	-0.31345	2.6223	48	0.0008293	-0.077139	2.3072	-22.091
11.5	-0.00016421	0.0043243	2.4394	-24.967	48.5	0.0007557	-0.070357	2.1033	-20.117
12	-0.00089475	0.080131	0.18749	-5.0699	49	0.00058847	-0.054616	1.6275	-15.522
12.5	-0.00032606	0.020797	2.1412	-24.935	49.5	0.0003194	-0.029252	0.86365	-8.1845
13	-0.00051419	0.037769	1.8249	-25.049	50	0.00014713	-0.013027	0.37251	-3.4316
13.5	-0.00091175	0.079251	0.49901	-12.307	50.5	8.3407E-05	-0.007357	0.21078	-1.9516
14	-0.00038173	0.02556	2.337	-33.1	51	6.6577E-05	-0.0058793	0.17049	-1.604
14.5	0.00077505	-0.083872	5.5923	-64.573	51.5	0.00011869	-0.010974	0.32598	-3.1004
15	-0.00089516	0.080394	0.52446	-16.653	52	8.3087E-05	-0.0073603	0.21123	-1.9558
15.5	9.9466E-05	-0.020174	3.7681	-50.408	52.5	7.5187E-05	-0.0066678	0.19084	-1.7589
16	-0.00046916	0.037389	2.0991	-37.782					
16.5	0.0024654	-0.17986	7.7581	-89.132					
17	-0.0021399	0.67506	-20.629	172.05					
17.5	-0.024447	2.9876	-81.837	646.32					
18	-0.0071793	0.9077	-22.458	151.69					
18.5	0.00093456	-0.085064	5.7212	-80.764					
19	0.00034724	0.010574	2.4671	-50.735					
19.5	-0.0036164	0.47193	-10.495	53.179					
20	-0.0023895	0.28775	-4.4093	-6.8911					
20.5	0.00089189	-0.10322	6.3217	-92.112					
21	0.00051854	-0.079908	5.4087	-80.295					
21.5	0.00064338	-0.086547	5.3474	-77.508					
22	0.00013339	-0.033572	3.5949	-59.679					
22.5	-0.00019574	0.0025483	2.3044	-45.81					
23	-0.00065976	0.056779	0.3612	-25.153					
23.5	-0.0014101	0.13894	-2.4743	4.6105					
24	-0.0017634	0.18038	-4.0506	22.238					
24.5	-0.0020488	0.21321	-5.245	35.126					
25	-0.002043	0.21767	-5.5492	38.978					
25.5	-0.0030645	0.32541	-9.2267	78.07					
26	-0.0023973	0.25961	-7.2297	58.937					
26.5	-0.0028183	0.30684	-8.9879	78.89					
27	-0.002559	0.28571	-8.4437	74.389					
27.5	-0.0022917	0.26248	-7.8787	70.275					
28	-0.0025379	0.2924	-9.0389	83.762					
28.5	-0.0028826	0.32498	-10.101	94.853					
29	-0.0028022	0.32214	-10.214	97.746					
29.5	-0.0029817	0.34417	-11.081	107.87					
30	-0.0027861	0.32872	-10.813	107.3					
30.5	-0.0031843	0.36966	-12.218	122.47					
31	-0.0026687	0.31651	-10.524	105.54					
31.5	-0.0023137	0.28119	-9.4833	96.101					
32	-0.0017938	0.23139	-7.9832	81.78					
32.5	-0.002178	0.26815	-9.1763	94.231					
33	-0.0017056	0.2237	-7.9044	82.844					
33.5	-0.0015679	0.20874	-7.4267	78.185					
34	-0.00145	0.19763	-7.1535	76.319					
34.5	-0.0010115	0.15356	-5.8199	63.78					
35	-0.00068525	0.12189	-4.877	54.948					
35.5	-0.00086224	0.13682	-5.3368	59.716					
36	-0.00037245	0.085134	-3.6503	42.555					
36.5	1.5912E-05	0.046891	-2.4841	31.391					
37	0.00029692	0.01593	-1.4515	20.766					
37.5	3.9887E-05	0.039668	-2.1609	27.573					

B.6. Histogramas de diferencias entre espectros reconstruidos y conformados

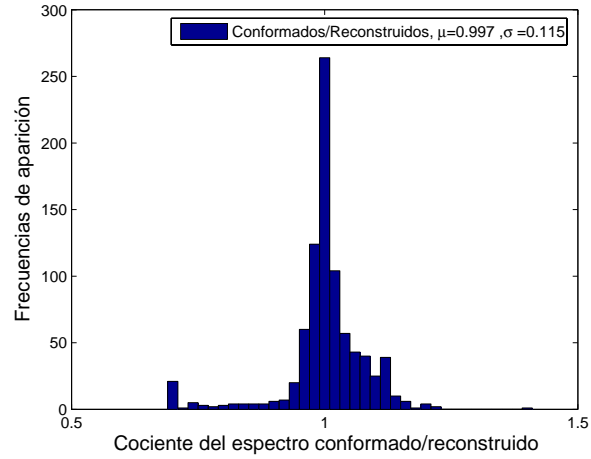


Figura B.23: Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo OUW.

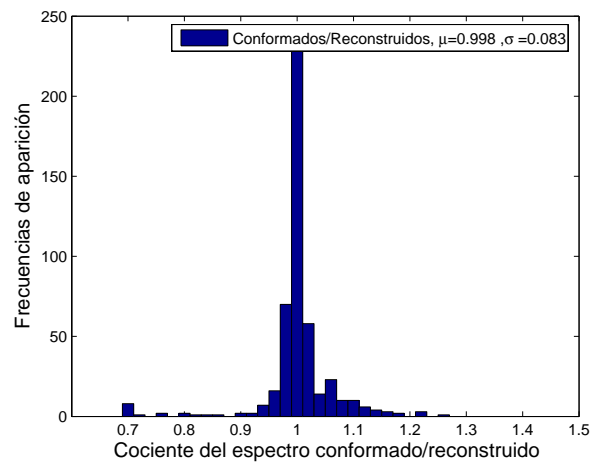


Figura B.24: Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo OAW.

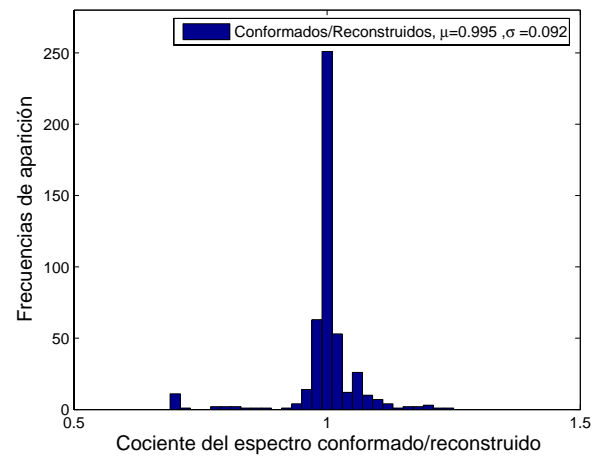


Figura B.25: Histograma del cociente (canal por canal) entre los espectros reconstruidos y los espectros conformados del tubo OAMo.

Bibliografía

- [1] J S. Lewis, S. Achilefu, J.R. Garbow, R. Laforest, and M.J. Welch. Small animal imaging: Current technology and perspectives for oncological imaging. *European Journal of Cancer*, 38:2173–2188, 2002.
- [2] C. Badea, L.W Hedlund, and G. A. Johnson. Micro-CT with respiratory and cardiac gating. *Med. Phys.*, 31:3324–3329, 2004.
- [3] N. L. Ford, M. M. Thornton, and D. W. Holdsworth. Fundamental image quality limits for microcomputed tomography in small animals. *Med. Phys.*, 30:2869–2877, 2005.
- [4] M. J. Paulus, S. S. Gleason, S. J. Kennel, P.R. Hunsicker, and D. K. Johnson. High resolution x-ray computed tomography: An emerging tool for small animal cancer research. *Nat. Neop.*, 2:62–70, 2000.
- [5] J. M. Boone, T. R. Fewell, and R. J. Jennings. Molybdenum, rhodium and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med. Phys.*, 24:1863–1874, 1997.
- [6] M. De Lin, E. Samei, C. T. Badea, T. T. Yoshizumi, and G. A. Johnson. Optimized radiographic spectra for small animal digital subtraction angiography. *Med. Phys.*, 33:4249–4257, 2006.
- [7] Amptek. *Manual de usuario del detector CdTe XR-100T*.
- [8] *National Institute of Standards and Technology*, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom.html>, 2007.
- [9] P. Bernhardt, T. Mertelmeier, and M. Hoheisel. X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography. *Med. Phys.*, 33:4337–4349, 2006.
- [10] M. Matsumoto, A. Yammamoto, I. Honda, A. Tangiguchi, and H. Kanamori. Direct measurement of mammographic x-ray spectra using a CdZnTe detector. *Med. Phys.*, 27:1490–1502, 2000.

- [11] H. Tsutsui, T. Ohtsuchi, K. Ohmori, and S. Baba. Measurement of x ray spectrum using a small size CdTe multichannel detector. *IEEE. Trans. Nucl. Sci.*, 39:2282–2285, 1992.
- [12] S. Aielloa, U. Bottiglib, F. Faucid, B. Golosiob, D. Lo Prestiaand G.L. Masalab, P. Olivab, G. Rasod, S. Stumbob, and S. Tangaroc. Fluxen portable equipment for direct x-ray spectra measurements. *Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. A*, 518:389–390, 2004.
- [13] T. Takahashi and S. Watanabe. Recent progress in CdTe and CdZnTe detectors. *IEEE. Trans. Nucl. Sci.*, 48:950–959, 2001.
- [14] U. Bottigli, B. Golosio, G. L. Masala, P. Oliva, S. Stumbo, P. Delogu, M. E. Fantacci, L. Abbene, F. Fauci, and G. Raso. Comparison of two portable solid state detectors with an improved collimation and alignment device for mammographic x-ray spectroscopy. *Med. Phys.*, 33:3469–3497, 2005.
- [15] K. Maedaa, M. Matsumoto, and A. Taniguchi. Compton-scattering measurement of diagnostic x-ray spectrum using high-resolution Schottky CdTe detector. *Med. Phys.*, 32:1542–1547, 2005.
- [16] Acrorad Corp, editor. *M. Funaki and Y. Ando and R. Jinnai and A. Tachibana and R. Ohno*, <http://www.acrorad.co.jp/pdf/Development-of-CdTe-detectors.pdf>, 2005.
- [17] R. Taschereau, P.L. Chow, J.S. Cho, and A.F. Chatziioannou. A microCT x-ray head model for spectra generation with Monte Carlo simulations. *Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. A*, 569:373–377, 2006.
- [18] S. Miyajima. Thin CdTe in diagnostic x-ray spectroscopy. *Med. Phys.*, 30:771–777, 2003.
- [19] G.F Knoll. *Radiation detection and measurements*. Wiley, 3 edition, 2000.
- [20] International Atomic Energy Agency, editor. *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*, 2006.
- [21] J. T. Busherg, J. A. Seibert, E. M. Leidholt, and J. M. Boone. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams and Wilkins, 2 edition, 2002.
- [22] NIST, <http://ts.nist.gov/MeasurementServices/Calibrations/x-gamma-ray.cfm>, 2007.
- [23] American College of Radiology, editor. *Mammography Quality Control Manual*, 1999.
- [24] F. H. Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. A Wiley-interscience Publication, 1982.

- [25] J. P. Seuntjens. Tg-61 report on kilovoltage x-ray dosimetry: Ii. Calibration procedures and correction factors. Technical report, AAPM, 2000.
- [26] O. Galván. Diseño y evaluación del desempeño de un microtomógrafo de rayos x. Tesis de Maestría, (Física Médica) PCF-UNAM, 2008.
- [27] I. Gamboa de Buen, A. E. Buenfil, C. G. Ruiz, M. Rodriguez Villafuerte, A. Flores, and M. E. Brandan. Thermoluminescent response and relative efficiency of TLD 100 exposed to low energy x rays. *Phys. Med. Biol.*, 43:2073–2083, 1998.
- [28] A. A. Edwards and D. C. Lloyd. Risks from ionising radiation: Deterministic effects. *J. Radiol. Prot.*, 18:175–183, 1998.
- [29] S. K. Carlson, K. L. Classic, C. E. Bender, and S. J. Russell. Small animal absorbed dose from serial micro-computed tomography imaging. *Mol. Img. and Bio.*, 9:1536–1632, 2007.
- [30] D. J. Brenner and E. J. Hall. Computed tomography: An increasing source of radiation exposure. *The New Engl. Jour. of Med.*, 22:2277–2284, 2007.