

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA



**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CALIBRACIÓN PARA  
HACES DE MAMOGRAFÍA**

Trabajo Especial de Grado presentado por  
Miguel Escalona  
ante la Facultad de Ciencias de la  
ilustre Universidad Central de Venezuela  
como requisito parcial para optar al título  
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: M.Sc. Lila Carrizales  
Dra. Nuri Hurtado

Marzo-2015

Caracas-Venezuela

*Escuela de Física*



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA



**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CALIBRACIÓN PARA  
HACES DE MAMOGRAFÍA**

Trabajo Especial de Grado presentado por  
Miguel Escalona  
ante la Facultad de Ciencias de la  
ilustre Universidad Central de Venezuela  
como requisito parcial para optar al título  
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: M.Sc. Lila Carrizales  
Dra. Nuri Hurtado

Marzo-2015  
Caracas-Venezuela





UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA



## VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Miguel Escalona**, Cédula de Identidad No. 17864276, bajo el título "**Implementación de un sistema de calibración para haces de mamografía**", a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 27 de marzo de 2015, a las 11:00 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la sala de seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado; todo ello conforme a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió aprobarlo por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

En fe de lo cual se levanta la presente acta a los 27 días del mes de marzo del a15, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como Coordinadora del Jurado la Tutora del Trabajo Especial de Grado, **Dra. Nuri Hurtado**. Firma del jurado examinador

---

Dra. Menganita  
1428571  
UCV

---

Prof. Perencejo  
714285  
UCV

---

Dra. Nuri Hurtado  
3141593  
UCV



*ACTA NON VERBA*



# Agradecimientos

Deseo brindar mi más sincero agradecimiento y reconocimiento a las personas e instituciones, por su ayuda y colaboración en el desarrollo y culminación de este trabajo de Tesis.

En primer lugar le agradezco a Dios, por darme vida, salud, tiempo e intelecto para entender la mayoría de las teorías necesarias para culminar los estudios satisfactoriamente.

Luego a mi madre Carmen Álvarez, por ser una madre luchadora, quien sin importar los obstáculos siempre ha estado a mi lado en los momentos difíciles, apoyando y respetando cualquier decisión que he tomado, por darme esos concejos sabios que la experiencia le ha enseñado, por tener siempre ese amor tan honesto que la caracteriza y que la hace la mejor madre que un hijo pueda pedir.

A la Universidad central de Venezuela, que ha contribuido en mi formación profesional y personal. En especial a la planta profesoral de la escuela de Física a quienes respeto y admiro.

Al Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), por su aceptación en esta área de investigación. En especial al Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD), por todas las atenciones prestadas y poner a mi disposición sus instalaciones e instrumentos necesarios para la realización de este trabajo. A todo el personal que labora en el laboratorio, pero especialmente al José Duran por todo el asesoramiento prestado en la realización del trabajo así como su interés, comprensión y ayuda.

A la MSc. Lila Carrizales Silva, mi tutora por aceptarme como tesista y de la misma manera por todo su apoyo y enseñanzas impartidas.

Finalmente y muy especialmente a la Dra. Nuri Hurtado Villasana por toda su enseñanza y amistad. Así como por su ayuda y paciencia en los momentos que necesite de su asesoría.



## Resumen

La mamografía es una técnica de diagnóstico por imagen utilizada para examinar anomalías en el tejido de la mama, además, es actualmente el método más eficaz para la detección precoz del cáncer de mama. Sin embargo, debido al riesgo que implica la exposición a los rayos X, es de vital importancia llevar un control de la dosis impartida en pacientes y la dosis acumulada en el personal que labora en esas instalaciones. Para lograr que éstas medidas sean correctas, es necesario que los instrumentos de medición estén calibrados bajo estrictos estándares de los organismos internacionales. Debido a que en Venezuela actualmente no se ofrecen los servicios de calibración de sistemas dosimétricos utilizados en mamografía, se ha fijado como objetivo fundamental de este trabajo implementar un sistema de calibración nacional en esta área. Esto se llevó a cabo en el Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas (LSCD) ubicado en el IVIC, mediante la caracterización de un haz de rayos X de baja energía, el cual sirvió para establecer las calidades RQR-M y RQA-M de haces de radiación, apropiadas para la calibración de los detectores utilizados en mamografía. Este método fue validado utilizando curvas de atenuación exponencial, así como pruebas para evaluar la homogeneidad del campo de radiación y estabilidad del sistema. Los resultados obtenidos acreditan al LSCD para la calibración de los dosímetros en las calidades de radiación de mamografía con una incertidumbre expandida de  $\pm 1,56\%$  ( $K=2$ ).



<b>Lista de tablas</b>	<b>19</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>21</b>
<b>2. Marco Teórico</b>	<b>23</b>
2.1. Cáncer de mama . . . . .	23
2.1.1. Por continuidad . . . . .	24
2.1.2. Vía linfática . . . . .	25
2.1.3. Vía Hemática . . . . .	25
2.2. Técnicas para el diagnóstico de cáncer de mama . . . . .	26
2.3. Mamografía . . . . .	26
2.4. Hallazgos radiográficos en la mamografía . . . . .	27
2.5. Características de los equipos de rayos X para mamografía . . . . .	28
2.6. Producción de rayos X . . . . .	28
2.6.1. Radiación característica . . . . .	29
2.6.2. Radiación Bremsstrahlung . . . . .	30
2.6.3. Espectro del haz de rayos X . . . . .	32
2.7. Factores que modifican el espectro de rayos X . . . . .	33
2.7.1. Potencial de aceleración . . . . .	33
2.7.2. Corriente y tiempo de exposición . . . . .	33
2.7.3. Material del ánodo . . . . .	34
2.7.4. Filtración . . . . .	35
2.8. Método de atenuación exponencial de la radiación . . . . .	36
2.9. Espesor hemi-reductor (EHR) . . . . .	38
2.10. Detectores de radiación . . . . .	38
2.10.1. Clasificación de los detectores de radiación . . . . .	38
2.10.2. Detectores de estado gaseoso . . . . .	39
<b>3. Metodología</b>	<b>43</b>
3.1. Estabilidad del patrón secundario mamográfico . . . . .	43
3.2. Caracterización de haz de rayos X . . . . .	45

---

3.2.1.	Validación de la calidad del haz . . . . .	47
3.2.2.	Establecimiento de los valores de referencia de la tasa de KERMA en aire . . . . .	50
3.2.3.	Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente aplicada al tubo de rayos X . . . . .	50
3.2.4.	Estimación de las incertidumbres de los procesos asociados a la medición de la tasa de KERMA . . . . .	51
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>55</b>
4.1.	Estabilidad del patrón secundario mamográfico . . . . .	55
4.2.	Validación de las calidades de referencia . . . . .	57
4.3.	Establecimiento de los valores de referencia de la tasa de KERMA en aire .	59
4.4.	Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente . . . . .	61
4.5.	Estimación de las incertidumbres . . . . .	62
4.5.1.	Homogeneidad del campo de radiación . . . . .	62
4.5.2.	Repetibilidad . . . . .	64
4.5.3.	Reproducibilidad o estabilidad a largo plazo . . . . .	65
4.5.4.	Posicionamientos de la cámara . . . . .	65
4.5.5.	Calibraciones del estándar secundario por el laboratorio principal .	66
4.5.6.	Presión y temperatura . . . . .	66
<b>5.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>69</b>
<b>A.</b>		<b>71</b>
<b>B.</b>		<b>77</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Mutación celular. Proliferación descontrolada y alteración en el proceso de muerte celular programada. . . . .	24
2.2. Diseminación de cáncer de mama por continuidad (Tomado de: <a href="http://www.senosalud.org">http : //www.senosalud.org</a> ). . . . .	24
2.3. Diseminación de cáncer de mama por vía linfática (Tomado de: <a href="http://www.senosalud.org">http : //www.senosalud.org</a> ). . . . .	25
2.4. Diseminación de cáncer de mama por vía Hemática (Tomado de: <a href="http://www.senosalud.org">http : //www.senosalud.org</a> ). . . . .	25
2.5. Anatomía de la mama y mamografía . . . . .	27
2.6. Elementos constituyentes de los equipos de RX para mamografía (Tomado de: <a href="http://www.ebah.com.br">http : //www.ebah.com.br</a> ). . . . .	28
2.7. Esquema de los componentes básicos de un tubo de rayos X (Tomado de: <a href="http://theempireoflights.blogspot.com">http : //theempireoflights.blogspot.com</a> ). . . . .	29
2.8. Representación gráfica de la emisión de un fotón de rayos X característico [21]. . . . .	30
2.9. Representación gráfica de la emisión de fotones de rayos X de frenado [21].	31
2.10. Espectro de Energía de Radiación Bremsstrahlung sin Filtro para un Blanco Grueso [22]. . . . .	31
2.11. Espectro de Rayos X producido por un ánodo de W para diferentes valores de voltaje (Tomado de: <a href="http://pixgood.com">http : //pixgood.com</a> ). . . . .	32
2.12. Espectro de Radiación del ánodo de Mo para diferentes valores de voltaje [21]. . . . .	33
2.13. Espectro de Radiación del ánodo de Mo para diferentes valores de corriente [21]. . . . .	34
2.14. Espectro de Radiación de ánodo de Mo y para ánodo de Rh. . . . .	35
2.15. Espectro de Radiación para ánodo de Mo al ser filtrado por Al o Mo. . . . .	36
2.16. Esquema de atenuación para un filtro de material de densidad $\rho$ . . . . .	37
2.17. Clasificación de los detectores de radiación. . . . .	39
2.18. Esquema básico de detector gaseoso. . . . .	39
2.19. Carga recolectada en función del voltaje de polarización (Tomado de: <a href="http://mierikaydarbyn.blogspot.com">http : //mierikaydarbyn.blogspot.com</a> ). . . . .	40

3.1. Patrón secundario de mamografía. Cámara de ionización plano paralela STANDARD IMAGING, modelo A650, serial SN D092301 y electrómetro STANDARD IMAGING, modelo SUPERMAX, serial P102731. . . . .	44
3.2. Montaje de control de estabilidad del patrón secundario de mamografía. . .	44
3.3. Montaje utilizado para establecer las calidades de referencia utilizadas en mamografía. . . . .	47
3.4. Equipo de rayos X marca GULMAY MEDICAL y panel de control XRC1 marca SIEMENS. . . . .	48
3.5. Cámara monitor marca PTW modelo 7861-025. . . . .	48
3.6. Filtros de aluminio (Al) y molibdeno (Mo) con 99,99 % de pureza. . . . .	49
3.7. Colimador de plomo macizo. . . . .	49
4.1. Estabilidad del patrón secundario a largo plazo. Las líneas continuas demarcan los límites de $\pm 0,30\%$ establecido por el TRS-457 para un patrón secundario. . . . .	56
4.2. Curva de atenuación de intensidad del haz que describe la calidad RQR-M1. . . . .	57
4.3. Curva a escala semi-logarítmica de atenuación de intensidad del haz de la calidad RQR-M1. . . . .	58
4.4. Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente para la calidad RQR-M1. . . . .	61
4.5. Cámara de ionización STANDARD IMAGING, tipo Farmer, modelo A19, serial SN XAQ103021. . . . .	63
4.6. Perfil de homogeneidad del campo de radiación a una distancia de 100 cm respecto al foco del haz. El perfil es el porcentaje en relación con el valor máximo en los ejes horizontal y vertical. Los círculos representan el perfil horizontal y los cuadros representan el perfil vertical. . . . .	63
4.7. Perfil de homogeneidad del campo de radiación en la región de interés de 50 mm de diámetro respecto al eje central. Los círculos representan el perfil horizontal y los cuadros representan el perfil vertical. . . . .	64
A.1. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M1. . . . .	71
A.2. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M2. . . . .	72
A.3. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M3. . . . .	72
A.4. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M4. . . . .	72
A.5. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M5. . . . .	73
A.6. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M6. . . . .	73
A.7. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M1. . . . .	73
A.8. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M2. . . . .	74
A.9. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M3. . . . .	74
A.10. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M4. . . . .	74
A.11. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M5. . . . .	75
A.12. Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M6. . . . .	75
B.1. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M1. . . . .	77
B.2. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M2. . . . .	78

B.3. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M3. . . . .	78
B.4. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M4. . . . .	79
B.5. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M5. . . . .	79
B.6. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M6. . . . .	80
B.7. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M1. . . . .	80
B.8. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M2. . . . .	81
B.9. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M3. . . . .	81
B.10. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M4. . . . .	82
B.11. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M5. . . . .	82
B.12. Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M6. . . . .	83



---

## ÍNDICE DE CUADROS

3.1.	Calidades de referencia RQR-M para ánodos de Mo utilizadas en mamografía.	46
3.2.	Calidades de referencia RQA-M para ánodos de Mo utilizadas en mamografía.	46
4.1.	Diferencia porcentual, dif, entre el valor de referencia de la fuente de Sr-90, $X_{ref}$ , y las medidas promedio del control semanal del patrón secundario, $\bar{X}$ , con su coeficiente variacional, CV. . . . .	56
4.2.	Espesor hemi-rrreductor, EHR, obtenido para la combinación de filtros de Mo y Al, para las calidades RQR-M y RQA-M. . . . .	58
4.3.	Medidas de la carga promedio colectada en 60 s, $\bar{Q}$ , con su respectivo coeficiente variacional, CV, y el factor de corrección por densidad de aire, $k_{t,p}$ , para las calidades RQR-M. . . . .	59
4.4.	Medidas de la carga promedio colectada en 60 s, $\bar{Q}$ , con su respectivo coeficiente variacional, CV, y el factor de corrección por densidad de aire, $k_{t,p}$ , para las calidades RQA-M. . . . .	60
4.5.	Valores de referencia de la tasa de KERMA en aire, $\dot{K}_{ref}$ , y su incertidumbre, $\Delta\dot{K}_{ref}$ . . . . .	60
4.6.	Ecuaciones características de la tasa de KERMA, $\dot{K}$ , en función de la corriente del tubo, I, con la incertidumbre de los coeficientes de la ecuación, $(\Delta a, \Delta b)$ , y el coeficiente de correlación $R^2$ . . . . .	62
4.7.	Valores de la carga colectada promedio, $\bar{Q}$ , para cada una de las repeticiones, con sus respectivos valores de desviación estándar, $\sigma$ , y coeficiente variacional porcentual, CV. . . . .	65
4.8.	Valores de la carga colectada promedio, $\bar{Q}$ , para cada uno de los posicionamiento de la cámara patrón, con sus respectivos valores de desviación estándar, $\sigma$ , y coeficiente variacional porcentual, CV. . . . .	66
4.9.	Estimación de la incertidumbre para los valores de referencia de KERMA.	67

---



Desde su descubrimiento, los rayos X han sido de gran utilidad para el ser humano debido a sus múltiples aplicaciones. Siendo, sin duda, las aplicaciones en medicina unas de las más importantes, ya que ayudan de manera eficaz, mediante métodos diagnósticos y terapéuticos, a mejorar la calidad de vida de la población en general, llegando a ser las aplicaciones más conocidas y valoradas desde el punto de vista social. Un caso particular de las aplicaciones en diagnóstico es la mamografía, la cual es un tipo específico de imagen que utiliza un sistema de dosis baja de rayos X para examinar anomalías en el tejido de la mama, demostrando éste, ser un método eficaz para la detección precoz del cáncer de mama.

Al tratarse del empleo de radiaciones ionizante, el uso de técnicas de diagnóstico, como la mamografía, no están exentas de riesgos y es necesario llevar un control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad de la imagen radiológica. Para lograr esto se debe llevar un programa de control de calidad que comprende la medición, evaluación y mantenimiento a nivel óptimo de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse. Ya que pueden existir pequeñas variaciones que podrían modificar significativamente las características de la imagen [1, 2].

La agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) recomienda que la dosis glandular media (MGD) entregada durante un examen de mamografía no debe exceder 3 mGy por exposición [3]. Para estimar ésta dosis de manera correcta es indispensable que los detectores utilizados mantengan un control metrológico de alto nivel; es decir, deben ser calibrados correctamente y también deben cumplir con los requisitos de rendimiento que se abordan por las normas internacionales [4, 5, 6]. Tales mediciones deben tener trazabilidad, a través de una cadena de comparaciones a patrones primarios, para asegurar la exactitud y aceptabilidad de las medidas dosimétricas.

En Venezuela el único ente encargado de proveer un servicio en metrología de radiaciones ionizantes es el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), manteniendo en su custodia

---

los patrones secundarios nacionales para KERMA en aire y dosis absorbida en agua, los cuales tienen una trazabilidad al Sistema Internacional de Medidas. Este sistema se basa por sí mismo en la comparación de patrones en los Laboratorios Primarios de Dosimetría (LPD), bajo el auspicio de la Oficina Internacional de Pesas y Medida (BIPM).

Hasta los momentos el LSCD del IVIC no ha podido brindar los servicios de calibración de sistemas dosimétricos para mamografía, aún cuando éste laboratorio ha desarrollado importantes protocolos para el control de calidad de mamógrafos convencionales y digitales, que están siendo aplicados en algunas instituciones del país. Para brindar servicios de calibración, es necesario implementar un haz de rayos X de baja energía, que sirva de referencia para garantizar la confiabilidad en la calibración de sistemas dosimétricos de usuarios en el área en cuestión. Es por ello que éste trabajo tiene como objetivo general caracterizar un haz de rayos X y así establecer haces de referencia para la calibración de dispositivos dosimétricos utilizados en mamografía.

Según el reporte 457 de la IAEA [7] la descripción más completa de la calidad para haces de radiación está dada por su distribución espectral. Sin embargo, para la espectrometría de rayos X generalmente se emplea una descripción en términos de la combinación del material ánodo-filtro, de la tensión del tubo de rayos X y del espesor hemi-reductor (EHR), parámetros que han sido utilizados y estudiados para implementar radiaciones de referencia para la calibración de sistemas dosimétricos en radiodiagnóstico [8, 9, 10, 11].

En particular el EHR es importante para establecer factores de retrodispersión y coeficientes de conversión, que se refieren a una cantidad utilizada para la estimación de la dosis absorbida por la glándula mamaria [12, 13, 14]. Siendo de gran utilidad para su cálculo el desarrollo de programas de simulación y la comparación experimental del espectro de rayos X y el EHR [15, 16, 17, 18].

La estructura del presente trabajo es la siguiente: En el capítulo II se expone los principios básicos de los rayos X, funcionamiento de los equipos de rayos X y equipos detectores utilizados en mamografía. En el capítulo III se establece la metodología a seguir, en ella se describen los procedimientos utilizados para obtener las medidas y los cálculos realizados. En el capítulo IV se exponen los resultados obtenidos con sus respectivas incertidumbres, así como su análisis y comparación. Y por último en el Capítulo V se reportan las conclusiones a las cuales se llegó a partir de los resultados obtenidos.

---

## CAPÍTULO 2

---

### MARCO TEÓRICO

Aunque la incidencia de cáncer de mama varía dependiendo del país, es un hecho, que este tipo de cáncer es la neoplasia maligna más común entre las mujeres, llegando a convertirse en la primera causa de mortalidad en mujeres a nivel mundial. Se desconoce la causa directa que lo provoca, siendo entonces la detección temprana el único medio para lograr un tratamiento eficaz y así poder reducir la mortalidad por su causa.

Actualmente, la mamografía es el método más eficaz para la detección temprana del cáncer de mama, la cual, es un examen no invasivo de las glándulas mamarias que utiliza una imagen de rayos X de alta resolución y de baja energía. En ella se pueden detectar un 85 % y 90 % de los tumores, incluso antes de que se puedan detectar por palpación o autoexamen[19], y así poder ofrecer un tratamiento con máximas expectativas de curación, ya que la supervivencia está muy ligada al estadio en que se encuentra la enfermedad cuando es diagnosticada.

### 2.1. Cáncer de mama

El cáncer de mama, es una enfermedad genética que produce un crecimiento anormal y descontrolado de las células de la glándula mamaria. Éste crecimiento es causado por alteraciones en la carga genética de la célula mediante factores hereditarios o agentes tóxicos, provocando mutaciones en las células que afectan el ciclo de división y muerte celular (ver figura 2.1). Cuando estos mecanismos son alterados se genera un crecimiento descontrolado que con el tiempo dará lugar a la formación de un tumor o algún nódulo maligno.

---

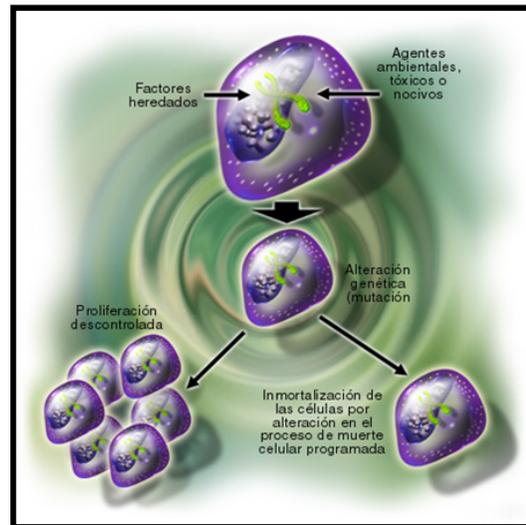


Figura 2.1: Mutación celular. Proliferación descontrolada y alteración en el proceso de muerte celular programada.

En algunos casos estas células son capaces de invadir tejido sano a su alrededor e incluso pueden llegar a diseminarse a otras partes del cuerpo. Ya sea por continuidad, vía linfática o vía sanguínea [20].

### 2.1.1. Por continuidad

A través de canalículos o tejido de su vecindad, el tumor crece invadiendo estructuras adyacentes, pudiendo alcanzar por un lado el complejo areola-pezones y la piel, que puede llegar a ulcerarse ampliamente por los músculos pectorales e incluso costillas y musculatura intercostal (ver figura 2.2).

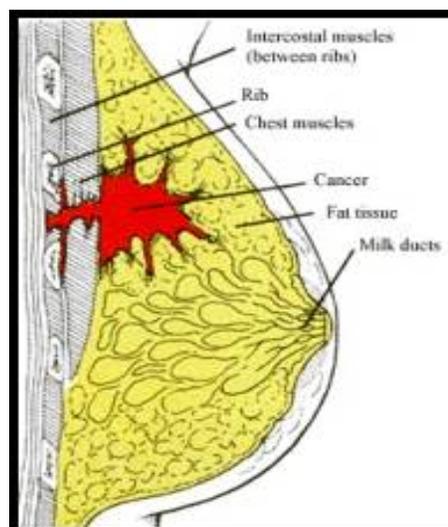


Figura 2.2: Diseminación de cáncer de mama por continuidad (Tomado de: [http : //www.senosalud.org](http://www.senosalud.org)).

### 2.1.2. Vía linfática

La colonización linfática se produce por embolización de los vasos linfáticos de la mama, aunque la presencia de émbolos en ellos no implica obligatoriamente la metastatización ganglionar. Sucesivos embolismo desde el ganglio afectado producen colonización de otros grupos ganglionares (ver figura 2.3).

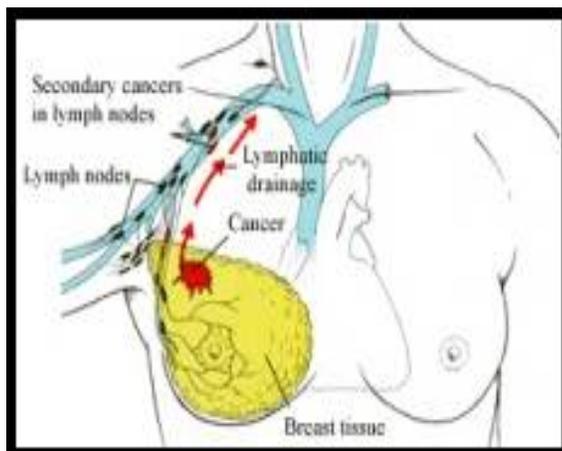


Figura 2.3: Diseminación de cáncer de mama por vía linfática (Tomado de: [http : //www.senosalud.org](http://www.senosalud.org)).

### 2.1.3. Vía Hemática

Bien por invasión directa de los vasos mamarios o a través de la desembocadura venosa de los linfáticos afectados, así como por embolización en las venas, las células tumorales son transportadas a otros órganos donde se fijan y desarrollan metástasis a distancia. La frecuencia relativa de afectación orgánica por esta vía será: Pulmón, esqueleto e hígado (ver figura 2.4).

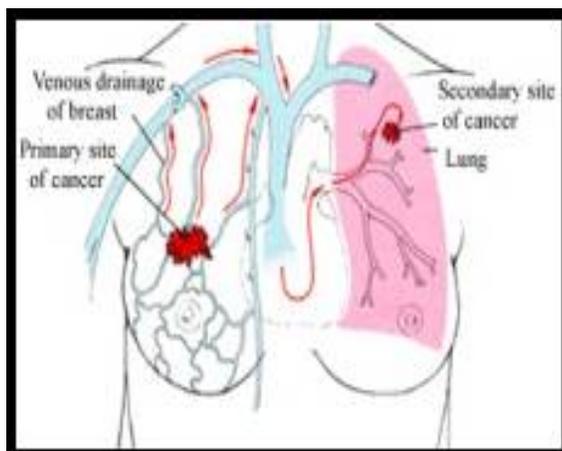


Figura 2.4: Diseminación de cáncer de mama por vía Hemática (Tomado de: [http : //www.senosalud.org](http://www.senosalud.org)).

## 2.2. Técnicas para el diagnóstico de cáncer de mama

De las diversas técnicas existentes para el diagnóstico de cáncer de mama ninguna cuenta con la certeza absoluta en sus predicciones, por lo que para evitar falsos positivos se recomienda una combinación de exámenes y su repetición periódica. En la actualidad se cuenta con las siguientes técnicas para el diagnóstico del cáncer de mama:

1. Examen médico: Es realizado por el médico especialista, el cual, consiste en un examen clínico y en la elaboración y seguimiento del historial clínico de la paciente.
2. Mamografía: Es el método ideal para llevar a cabo el diagnóstico precoz del cáncer de mama, el cual, es indoloro y se realiza en un mínimo de 2 mamografías en cada mama en diferentes posiciones. El especialista determina la necesidad de realizar otras mamografías más especificadas ya sean focalizadas o amplificadas.
3. Ecografía mamaria: Permite generar una imagen a partir del eco recibido de una secuencia de ultrasonidos. Se utiliza como elemento de diagnóstico complementario de la mamografía. Ya que ésta técnica permite distinguir los quistes (tumores benignos) de masas solidas (nódulos cancerosos), mientras que en la mamografía las masas y los quistes tienen un aspecto parecido.
4. Resonancia magnética nuclear: La resonancia magnética con contraste y sustracción digital de la grasa mamaria ha demostrado una sensibilidad cercana al 100 % para detectar carcinomas invasivos; sin embargo, la especificidad es menor que la de la mamografía. Por su baja especificidad se utiliza preferiblemente en situaciones con altas probabilidades de cáncer, como en el despistaje de pacientes de alto riesgo[20].
5. Biopsia: Se lleva a cabo mediante una aguja o mediante una escisión, donde el tejido es extraído y analizado para buscar células malignas. Es una técnica invasiva recomendada para confirmar el diagnóstico obtenido con la mamografía.

## 2.3. Mamografía

La mamografía es un tipo de imagen radiográfica que emplea bajas dosis de rayos X para examinar la glándula mamaria, la cual, es una representación bidimensional del grado de atenuación de los rayos X cuando pasan a través de un objeto tridimensional, que se emplea para detectar y valorar la presencia de anomalías en esta glándula.

La mamografía muestra los diferentes elementos que conforman la mama, como son el tejido mamario glandular, el tejido graso así como la piel (ver figura 2.5). La técnica de mamografía se elige debido a que permite detectar el cáncer de mama en sus estadios iniciales (cuando el tratamiento es más eficaz) o en estadios más avanzados, lo que ha permitido su amplia difusión, llegando a ser un estándar en los estudios clínicos.

---

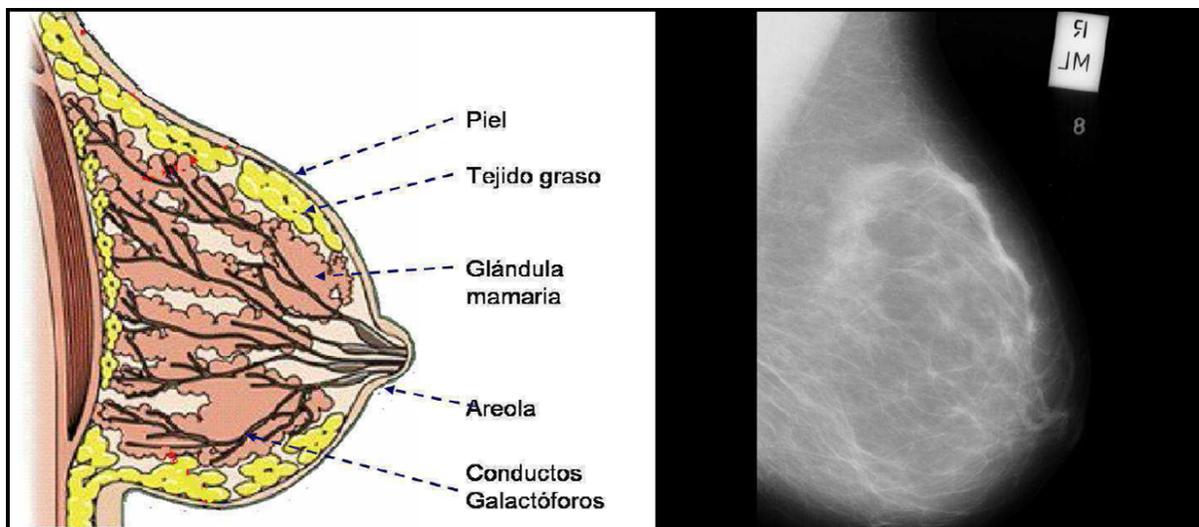


Figura 2.5: Anatomía de la mama y mamografía

## 2.4. Hallazgos radiográficos en la mamografía

En la mamografía se buscan regiones o zonas sospechosas, también llamados anomalías o lesiones observables que puedan estar vinculadas con el cáncer. Entre estas anomalías se encuentra la presencia de microcalcificaciones, lesiones estrelladas (especuladas), masas circunscritas bien definidas, masas irregulares, distorsiones y densidades arquitecturales y asimétricas. A continuación se menciona una breve descripción de estas anomalías.

1. Masas circunscritas bien definidas: Espacio ocupado por objeto tridimensional más o menos circulares que se presentan en dos proyecciones mamográficas diferentes. Los bordes están bien definidos marcados sin cambios abruptos entre tejido circundante.
2. Masas irregulares: Espacio ocupado por un objeto tridimensional poco definido, con bordes irregulares que pueden indicar infiltración de la lesión y no ser debido a tejido normal superpuesto.
3. Lesiones radiales (estrelladas): Masas con forma caracterizada por líneas radiales en los bordes, mejor conocida como forma de estrella.
4. Distorsión Arquitectural: Es la distorsión arquitectural del tejido mamario normal, sin la presencia de una masa visible.
5. Densidad asimétrica: Son las variaciones en la densidad de algunas regiones comparando ambas mamas. No se puede esperar que una sea el reflejo de la otra. Esta anomalía permite analizar las estructuras que pueden pasar como tejido denso si es que se analiza una sola mamografía.
6. Calcificaciones: Es un pequeño depósito de calcio que se ha acumulado en el tejido de la mama, y aparece con un pequeño punto brillante en la mamografía. Pueden

encontrarse dentro o alrededor de los conductos mamarios, dentro de las glándulas mamarias, dentro de los lóbulos, en las estructuras vasculares, en el tejido conectivo, en el tejido graso o en la piel.

## 2.5. Características de los equipos de rayos X para mamografía

La especial anatomía y composición de la mama, hace necesario un diseño específico de los aparatos radiológicos para su estudio (ver figura 2.6). La glándula mamaria no tiene un espesor uniforme, disminuyendo el mismo de forma apreciable, desde la pared del tórax hasta el pezón, la mama está compuesta esencialmente por tres tejidos: piel, grasa y tejido glandular, siendo los signos patológicos más frecuentes, pequeñas masas tumorales o microcalcificaciones. Estos tejidos y estructuras presentan densidades muy parecidas entre sí, por lo que para poder diferenciarlos en una imagen radiológica, es necesario utilizar fotones de baja energía y focos más pequeños que los de los equipos convencionales (inferiores a 0,4 mm).

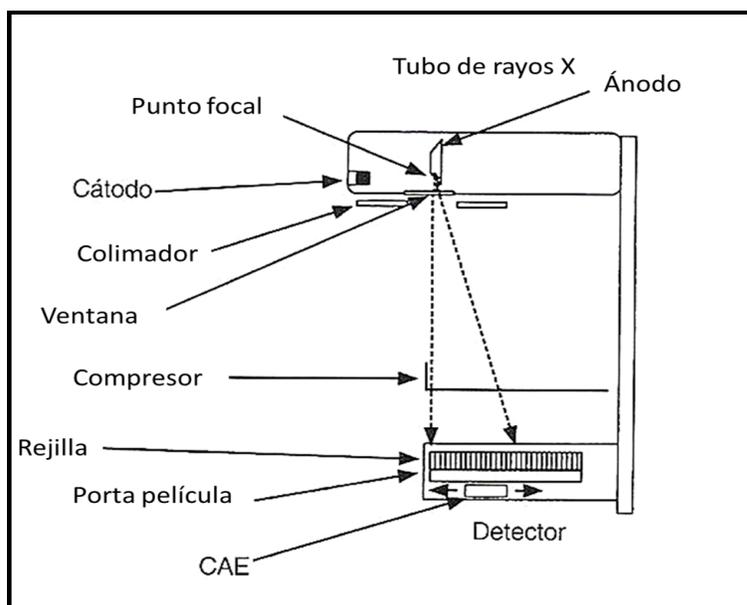


Figura 2.6: Elementos constituyentes de los equipos de RX para mamografía (Tomado de: <http://www.ebah.com.br>).

## 2.6. Producción de rayos X

Un tubo de rayos X está constituido principalmente por un cátodo y un ánodo dentro de una carcasa de vidrio o metal al vacío (ver figura 2.7), el cátodo posee un filamento de Wolframio, a través del cual se hace pasar una corriente que produce emisión termoiónica,

cuando los electrones generados en el filamento son acelerados hacia el ánodo a través de una diferencia de potencial.

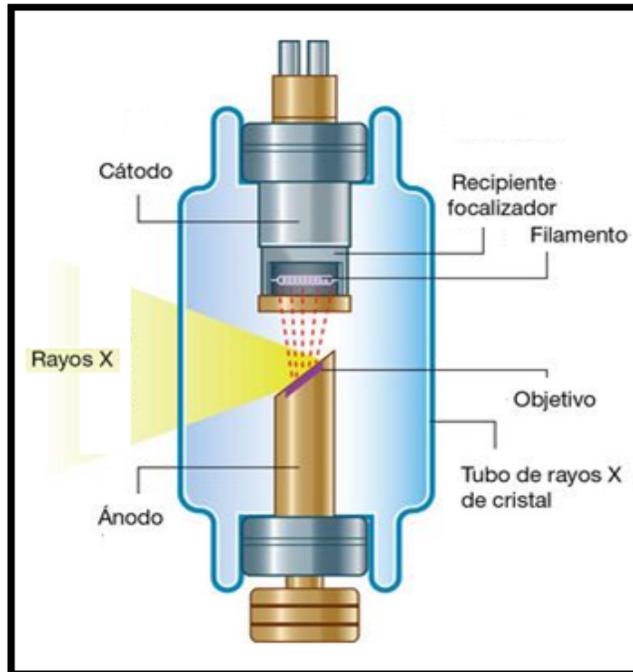


Figura 2.7: Esquema de los componentes básicos de un tubo de rayos X (Tomado de: <http://theempireoflights.blogspot.com>).

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y a veces se les denomina electrones proyectil. Cuando esos electrones chocan contra el ánodo, interactúan con los átomos del material, transfiriendo parte de su energía cinética. Conforme se producen esas interacciones, los electrones proyectil disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo. A continuación son conducidos a través del ánodo hacia los circuitos eléctricos asociados. Los electrones proyectil interactúan con los electrones orbitales o con los núcleos de los átomos del blanco por dos mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes:

### 2.6.1. Radiación característica

Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil interactúa con un electrón de una capa interna del átomo del blanco. Cuando esa interacción es suficientemente violenta como para ionizar átomos del blanco se origina radiación característica (ver figura 2.8). El electrón de la capa interna que se ha ionizado ha dejado un "hueco" en su orbital, luego otros electrones pueden cubrir la vacante y, en sus transiciones desde otros orbitales emitir fotones de rayos X característicos.

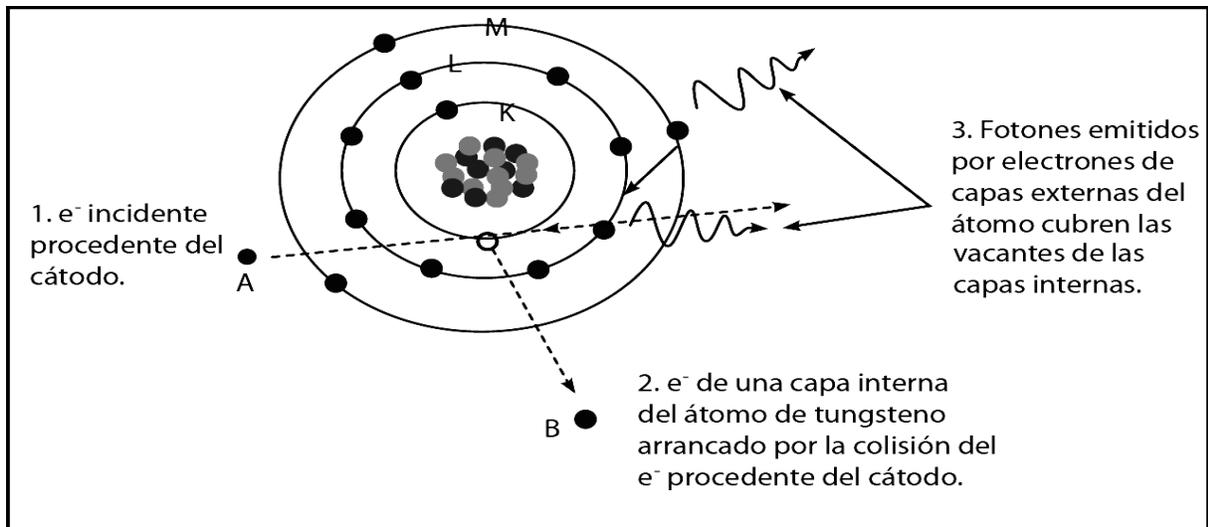


Figura 2.8: Representación gráfica de la emisión de un fotón de rayos X característico [21].

Este tipo de rayos X tiene una energía igual a la diferencia de energías de enlace de los electrones orbitales involucrados.

$$h\nu = E_K - E_L \quad (2.1)$$

Los fotones emitidos por transiciones electrónicas entre diferentes niveles atómicos (capas) muestran una distribución discreta de energías en correspondencia con cada material del ánodo, donde ocurren las transiciones, y de aquí el concepto de "radiación característica".

### 2.6.2. Radiación Bremsstrahlung

La radiación Bremsstrahlung procede del frenado de los electrones debido a la interacción producida cuando un electrón proyectil se aproxima lo suficiente al núcleo de un átomo del blanco como para interactuar con él. Esta interacción se establece en términos de atracción electrostática, dada la carga negativa del electrón frente a la positiva del núcleo.

Debido a ésta fuerza el electrón proyectil se frena y se desvía respecto a su trayectoria primaria. En este proceso el electrón pierde energía cinética en forma de fotón de rayos X (ver figura 2.9).

$$h\nu = K_f - K_0 \quad (2.2)$$

Un electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética al interactuar con el núcleo de un átomo del blanco. Por ejemplo, un electrón de 70 KeV puede

perder toda o solo parte de su energía cinética por una interacción de frenado; el fotón de frenado producido tendrá una energía entre 0 y 70 KeV. La radiación de frenado, por lo tanto y a diferencia de la radiación característica, presenta un espectro continuo.

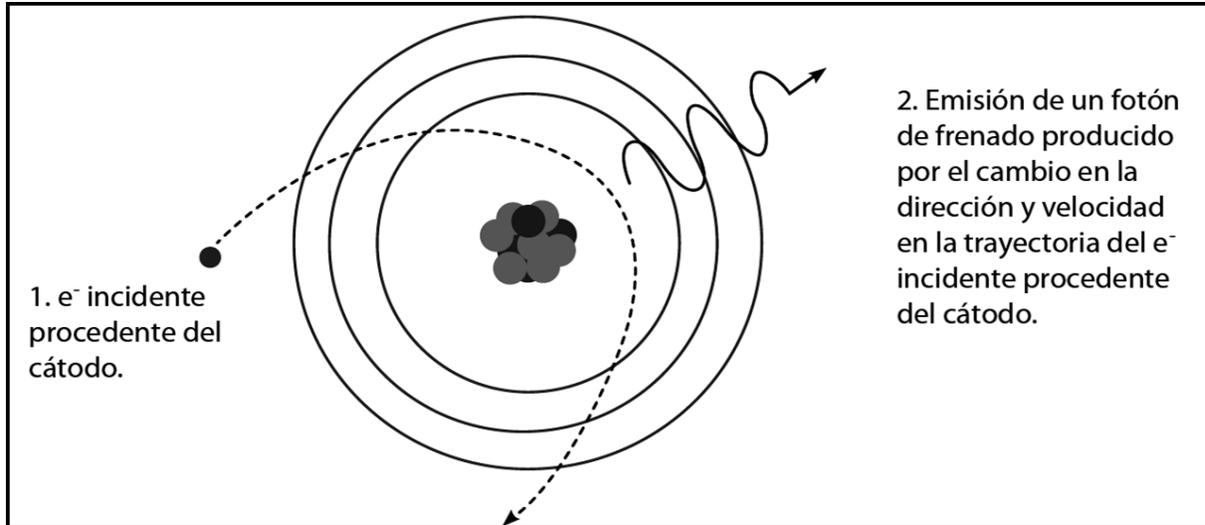


Figura 2.9: Representación gráfica de la emisión de fotones de rayos X de frenado [21].

Los electrones proyectil en este caso interactúan con el núcleo del átomo del blanco. En el proceso de frenado, ceden parte de su energía a un fotón de rayos X que emerge con una energía igual a la energía cedida por el electrón proyectil.

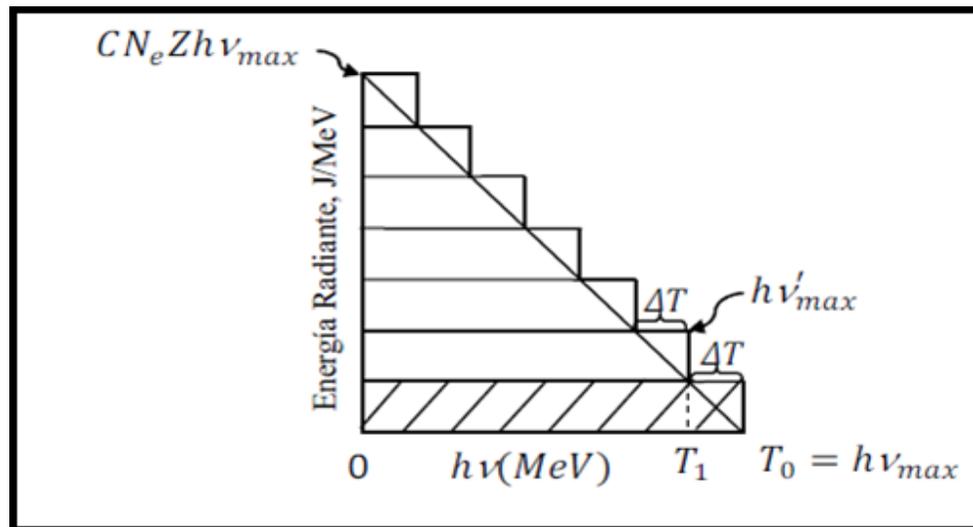


Figura 2.10: Espectro de Energía de Radiación Bremsstrahlung sin Filtro para un Blanco Grueso [22].

La forma del espectro de energía de radiación de frenado sin filtrar, generado en un blanco de cualquier número atómico  $Z$  por un haz de electrones de la energía incidente

$T_o \ll m_o c^2$ , como se muestra en la figura 2.10. Esto puede ser considerado simplemente como el espectro generado por un montón de láminas de blanco fino, colocadas para atenuar el haz de electrones. Como el haz ha pasado a través de láminas de metal sucesivas, los electrones pierden su energía cinética gradualmente por muchas interacciones de colisiones pequeñas. El grosor de las láminas debe decrecer sucesivamente en proporción a  $T$  para que el gasto de energía sea constante en cada uno, a través de las interacciones de colisión.

### 2.6.3. Espectro del haz de rayos X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos como se muestra en la figura 2.11. El conocimiento de los espectros de emisión de los rayos X es clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, con el receptor de imagen y en definitiva, con cualquier material interpuesto en el mismo[21]. Conociéndolo, podemos estimar cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), cuál será la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen.

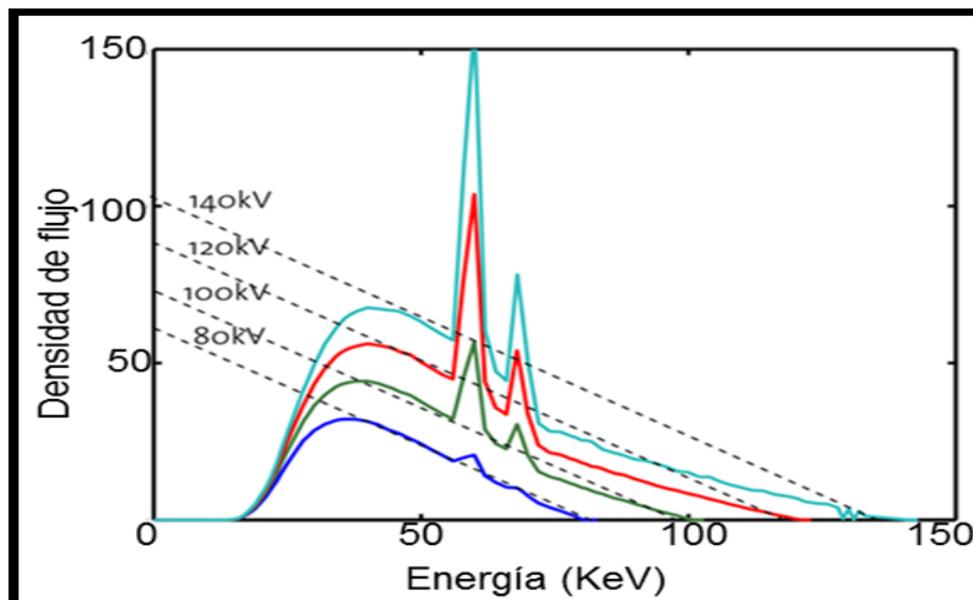


Figura 2.11: Espectro de Rayos X producido por un ánodo de W para diferentes valores de voltaje (Tomado de: <http://pixgood.com>).

## 2.7. Factores que modifican el espectro de rayos X

Entre los factores que modifican la forma del espectro de rayos X podemos mencionar los siguientes.

### 2.7.1. Potencial de aceleración

Es la alta tensión que se establece entre cátodo y ánodo. Determina la energía con la que los electrones van a desplazarse del cátodo al ánodo. En el espectro se desplaza el punto de máxima energía del haz hacia la derecha (si se aumenta el kV) o hacia la izquierda (si se disminuye kV). Como veremos, el uso de uno u otro kV va a afectar a la exposición que llegue al receptor, pero también al contraste inherente que el haz de rayos X transmite a la imagen.

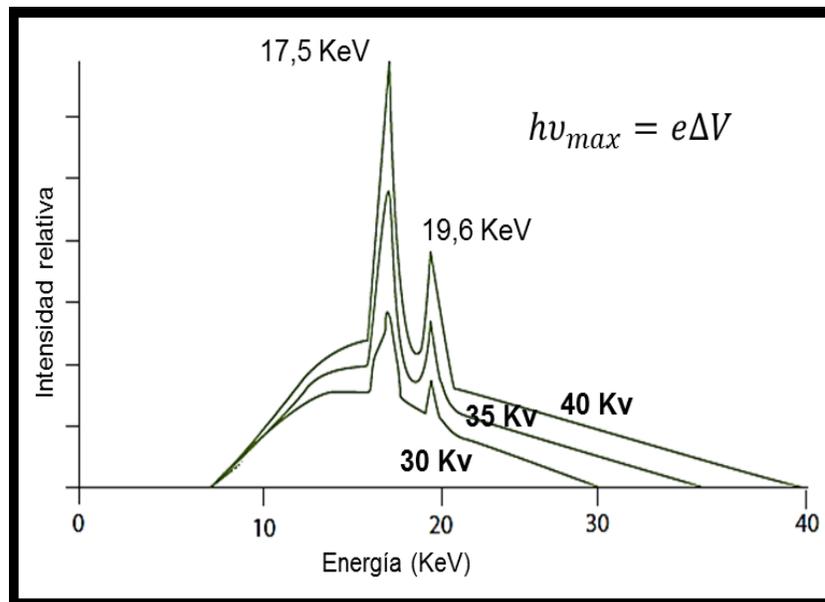


Figura 2.12: Espectro de Radiación del ánodo de Mo para diferentes valores de voltaje [21].

En el espectro de molibdeno que se muestra en la figura 2.12, se puede deducirse por tanto que al subir la tensión o kilovoltaje del equipo de rayos X va a obtenerse un haz más rico en fotones de mayor energía, por tanto más penetrantes, es decir, con una mayor capacidad de atravesar espesores grandes de pacientes. Es por este motivo que se utilizan técnicas de bajo kilovoltaje en aquellas exploraciones que requieran más contraste como la mamografía, y técnicas de kilovoltaje más alto en exploraciones de alta absorción.

### 2.7.2. Corriente y tiempo de exposición

Otra posibilidad para modificar el espectro de un haz de rayos X es variar la intensidad de corriente del tubo, es decir el número de electrones por segundo que van a ser

acelerados y van a impactar contra el ánodo. Con ello ni la energía máxima ni la energía media del espectro se modifica, pero sí el número de fotones del haz de radiación (ver la figura 2.13). Del mismo modo el tiempo de exposición solo modifica el número de fotones que llegan al detector.

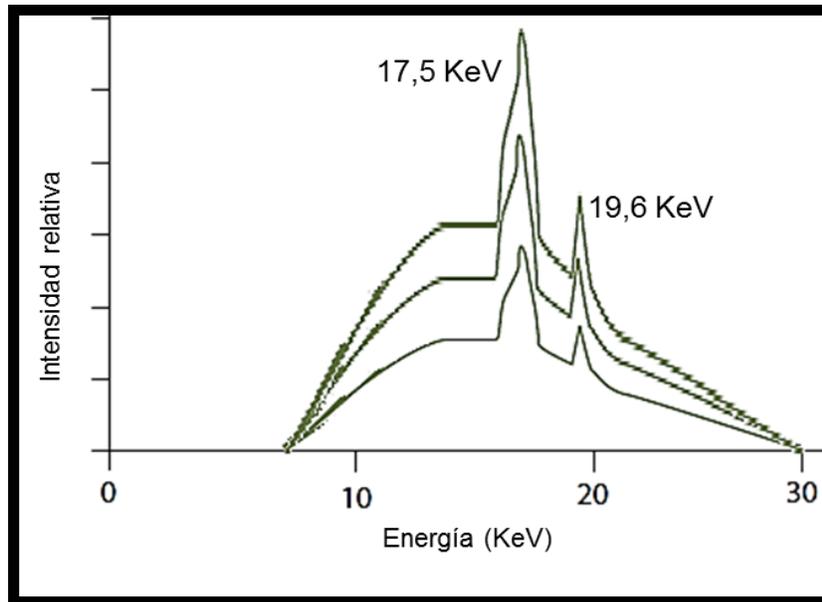


Figura 2.13: Espectro de Radiación del ánodo de Mo para diferentes valores de corriente [21].

El producto corriente de tubo (mA) por tiempo (s) es el que determina la cantidad de fotones totales que habrá contenido el haz. Normalmente la imagen será la misma para alto mA y bajo tiempo o viceversa. Habitualmente se prefieren los tiempos cortos para evitar movimientos del paciente (ya sean voluntarios o involuntarios) que provocarían obtención de imágenes borrosas "movidas" que deberían rechazarse y repetirse.

### 2.7.3. Material del ánodo

Como se mencionó anteriormente la radiación característica depende del material del blanco. Pues bien, la forma del espectro del haz de radiación producido también va a depender del material con que esté fabricado ese blanco.

Actualmente en mamografía se logra un mejor contraste para energías comprendidas entre 17 y 25 keV[21], por lo general se emplean ánodos de molibdeno o ánodos de rodio. Las líneas características de 17.5 y 19.6 keV proporcionan un espectro cuasi discreto después de la filtración y un alto contraste para las mamas de espesor medio. Mientras que las energías características del rodio 20,2 y 22,7 KeV se utilizan para mamas con mayor volumen y densidad. El espectro de emisión de rayos X producidos por el molibdeno y el rodio se muestran en la figura 2.14. En dicho espectro se pueden observar los picos de rayos X característicos, los cuales son muy adecuados para llegar a un compromiso entre

dosis y contraste.

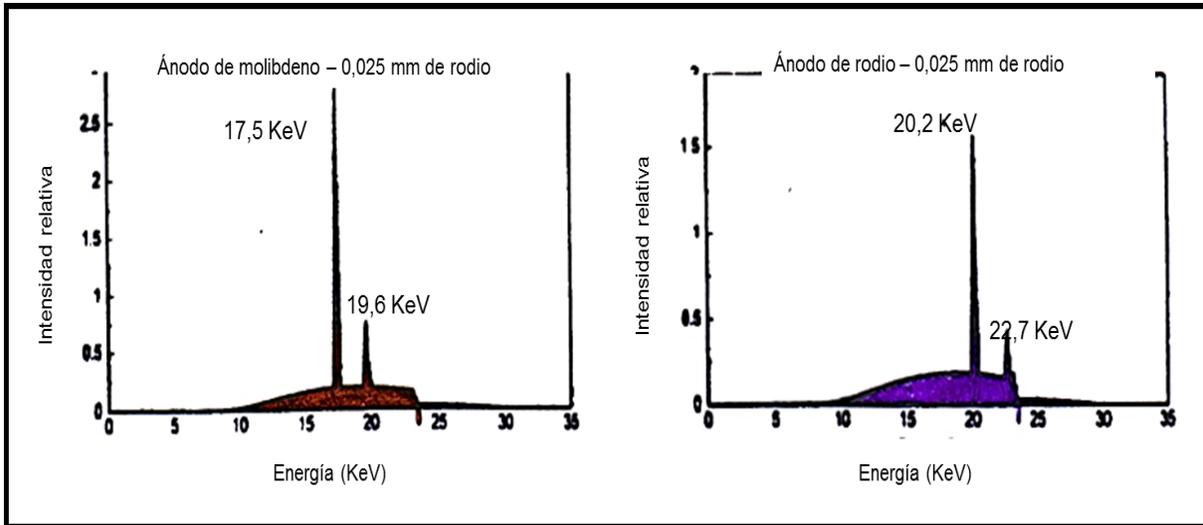


Figura 2.14: Espectro de Radiación de ánodo de Mo y para ánodo de Rh.

#### 2.7.4. Filtración

La finalidad de filtrar adicionalmente un haz de rayos X es remover fotones de energía que no son de interés. El resultado es una limitación de la distribución espectral progresivamente, agrupándose cerca o dentro de la energía de interés, aproximándose a un espectro de una línea monoenergética. Los rayos X de baja energía no contribuyen a la calidad diagnóstica de la radiografía, solo eleva innecesariamente la dosis recibida por el paciente, ya que son absorbidas por el tejido superficial sin alcanzar la película. Cuando se interpone un filtro en el haz de rayos X, se reduce la dosis que recibe el paciente ya que el haz que llega solo contiene el haz útil con menos rayos X de baja energía.

Por otro lado fotones con energía superior a la de interés modifican el contraste de la imagen, es muy común, en mamografía utilizar "filtros de bordes de absorción". Estos filtros aprovechan la resonancia que se produce cuando se hace incidir un haz de radiación cuya energía coincide con algunas de las diferencias de energía de ligadura de los electrones de las capas internas del filtro (ver la figura 2.15). El filtro de Mo se utiliza para eliminar fotones de energía superiores a 20 keV. Mientras que el Al se utiliza para eliminar fotones de baja energía.

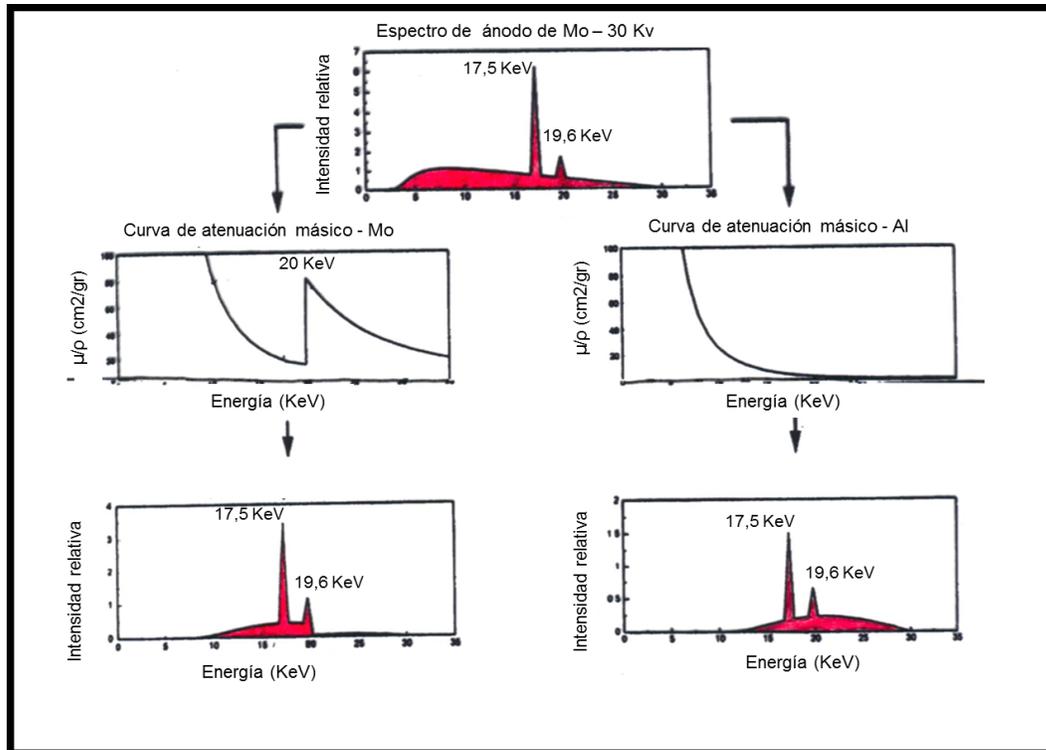


Figura 2.15: Espectro de Radiación para ánodo de Mo al ser filtrado por Al o Mo.

## 2.8. Método de atenuación exponencial de la radiación

Este método describe la transmisión de radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones) en su paso a través de un material. Esta radiación pierde energía a través de un número muy pequeño de interacciones en comparación con la pérdida de energía gradual a través de interacciones múltiples para partículas cargadas.

Consideremos un haz de radiación mono-electrónico paralelos de un gran número  $N_0$  de partículas sin cargas que inciden perpendicularmente sobre una placa de grosor  $L$  (ver la figura 2.16). Se asumirá para este caso ideal que cada partícula es completamente absorbida en una sola interacción, sin producir radiación secundaria, o pasa en línea recta a través de la placa entera sin cambiar su energía o dirección.

Un haz paralelo y estrecho de fotones mono-energéticos  $N_0$ , incide perpendicularmente sobre una capa muy fina, como aparece en la figura 2.16, donde el detector está ubicado a una distancia fija desde la fuente y lo suficientemente alejado del absorbente para evitar los fotones dispersos y asegurar que solo los fotones primarios sean medidos por el detector.

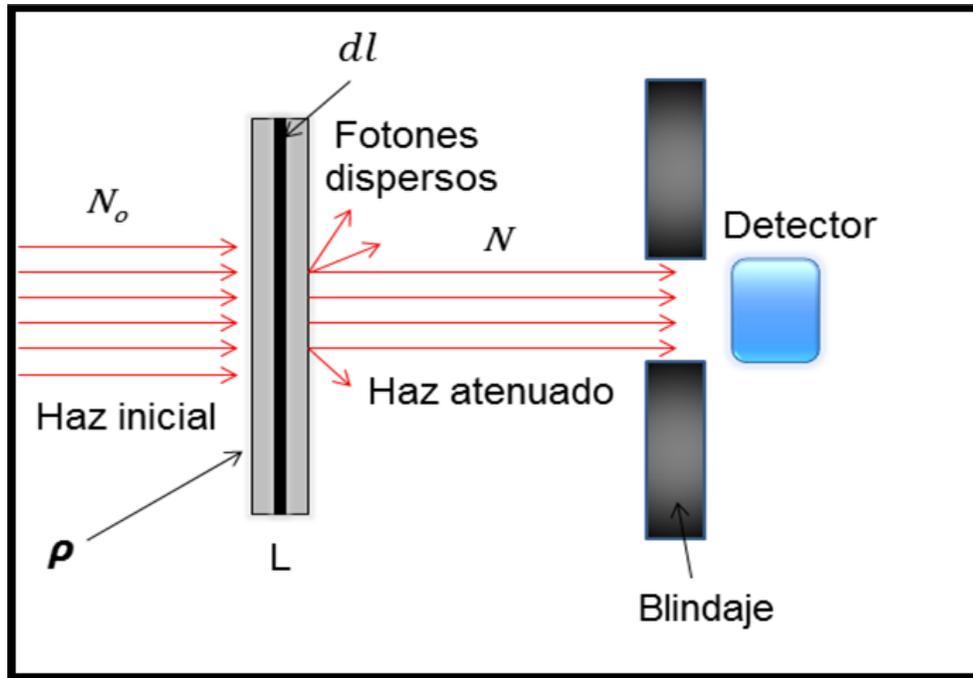


Figura 2.16: Esquema de atenuación para un filtro de material de densidad  $\rho$ .

Bajo estas condiciones, la disminución del número de fotones por unidad de longitud  $dN/dl$  es proporcional al número de fotones incidentes  $N$

$$dN = -\mu N dl \quad (2.3)$$

donde  $\mu$  es la constante de proporcionalidad que recibe el nombre de cociente de atenuación lineal y el signo menos indica que el número de fotones decrece cuando el grosor del absorbente se incrementa. Integrando la ecuación anterior se obtiene la ecuación de decaimiento exponencial

$$N = N_0 e^{-\mu l} \quad (2.4)$$

También es importante definir el cociente entre el coeficiente de atenuación lineal y la densidad del material

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho N} \frac{dN}{dl} \quad (2.5)$$

donde  $\frac{\mu}{\rho}$  es una constante del material para radiación de un tipo dado y de una energía determinados que recibe el nombre de cociente de atenuación másico, el cual indica la fracción de las partículas que sufren las interacciones con la materia, por unidad de masa superficial y es una constante que depende del material, tipo de radiación y de energía.

## 2.9. Espesor hemi-reductor (EHR)

Un término importante en física de las radiaciones, es el espesor hemi-reductor, ya que suele usarse en la caracterización y blindajes de un haz de radiación. EL EHR se define como el grosor del absorbente para atenuar la intensidad del haz a la mitad de su valor original [19]. Su valor se obtiene al sustituir  $N = N_0/2$  en la ec. 2.4 y está definido por:

$$EHR = \frac{\ln(2)}{\mu} = \frac{0,693}{\mu} \quad (2.6)$$

El EHR depende de la naturaleza del medio y de la energía de los fotone. Representa, para un medio determinado, la calidad de una radiación a través de su capacidad de penetrar en la materia.

## 2.10. Detectores de radiación

Bien es conocido que la radiación electromagnética interacciona de modos muy diversos con la materia, al incidir la radiación en la materia genera una respuesta que puede ser aprovechada por instrumentos sensibles y registrar la energía entregada en el material.

Un detector de radiación, es básicamente todo material o dispositivo que es capaz de detectar y/o registrar la acción de un campo de radiación ionizante. Según el diccionario del Consejo de seguridad Nuclear o CSN, se define como un Instrumento o dispositivo que permite medir o evaluar una dosis absorbida, una exposición o cualquier otra magnitud radiológica [21]. Son capaces de proporcionar una lectura, la cual será una medida de la dosis absorbida depositada en un volumen sensitivo a la radiación ionizante del instrumento.

Normalmente no se está interesado en medir la dosis absorbida en un volumen sensitivo del instrumento como un todo, sino más bien como una manera de determinar la dosis para otro medio en el cual las mediciones directas no son viables. Para que un detector funcione como un dosímetro de radiación, éste debe poseer al menos una cantidad física que sea función de la cantidad dosimétrica a medir y que pueda ser usada para dosimetría con una apropiada calibración.

### 2.10.1. Clasificación de los detectores de radiación

Los detectores de radiación ionizante pueden clasificarse según el tiempo en que la información suministrada llega al observador en el momento en que se procede la detección en: Detectores inmediatos si la información es suministrada al observador de forma inmediata y detectores retardados si la información es suministrada de forma diferida. A su vez también pueden clasificarse en detectores por ionización o por excitación, según el tipo de fenómeno físico involucrado en el proceso de conversión de energía del campo en una señal que puede ser leída. En la figura 2.17 se muestra esta clasificación.

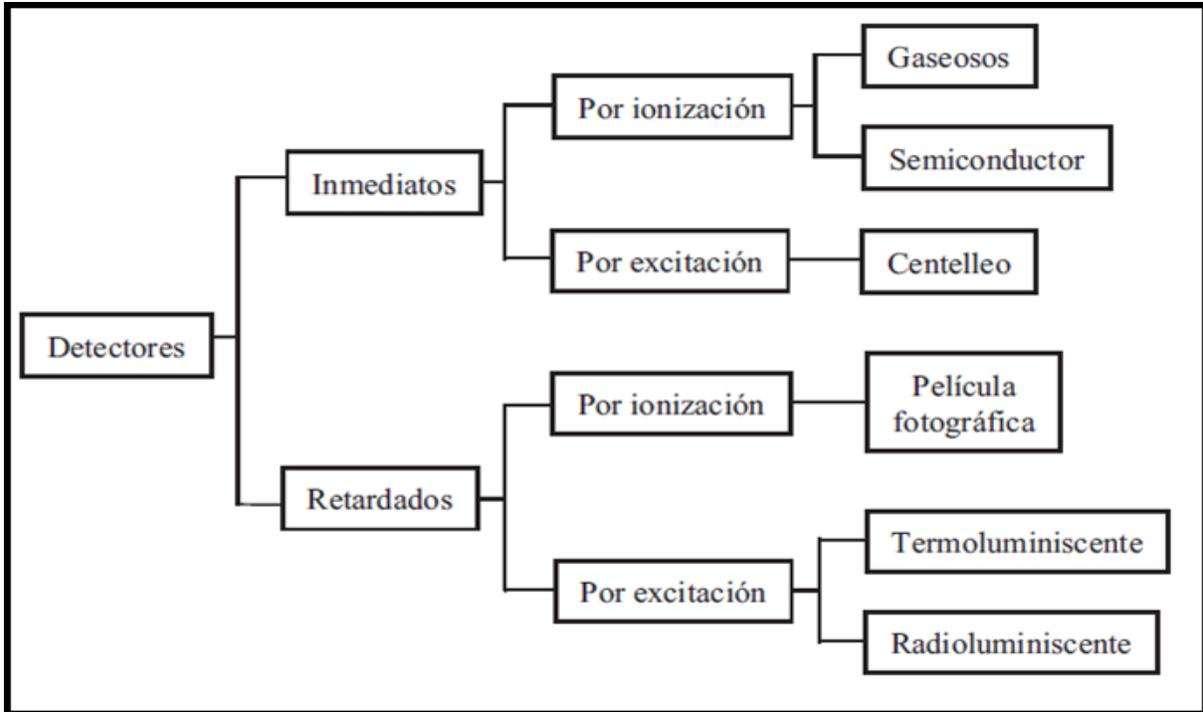


Figura 2.17: Clasificación de los detectores de radiación.

### 2.10.2. Detectores de estado gaseoso

Los detectores de estado gaseoso están básicamente constituidos por un recinto que contiene un determinado gas, sometido a un campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicado entre dos electrodos (figura 2.18). El voltaje aplicado entre ellos atrae la partícula cargada creada por la radiación ionizante en el volumen activo entre los dos electrodos. La corriente resultante entre los electrodos es proporcional a la tasa de dosis y puede ser determinada usando un electrómetro.

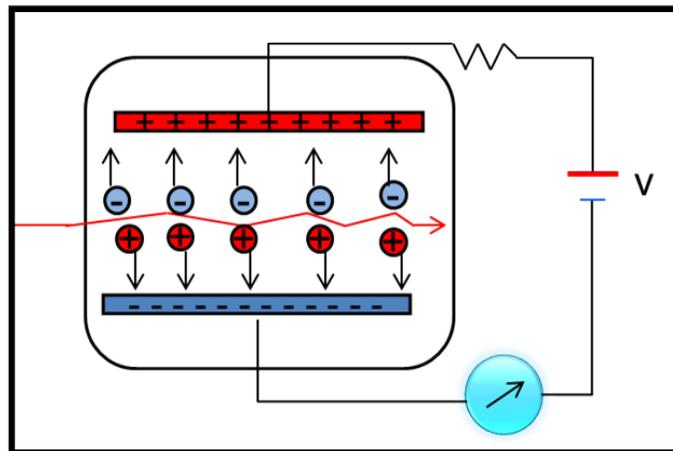


Figura 2.18: Esquema básico de detector gaseoso.

La corriente y la carga total colectada dependen del campo eléctrico y por lo tanto del alto voltaje aplicado. En la figura 2.19 se muestra el número de iones producidos como una función del voltaje aplicado,  $V$ , en los detectores de estado gaseoso (conocida como la curva característica). La aceleración de los iones hacia los electrodos es proporcional a la fuerza del campo eléctrico,  $E=V/d$ , donde  $d$  es la distancia entre los electrodos.

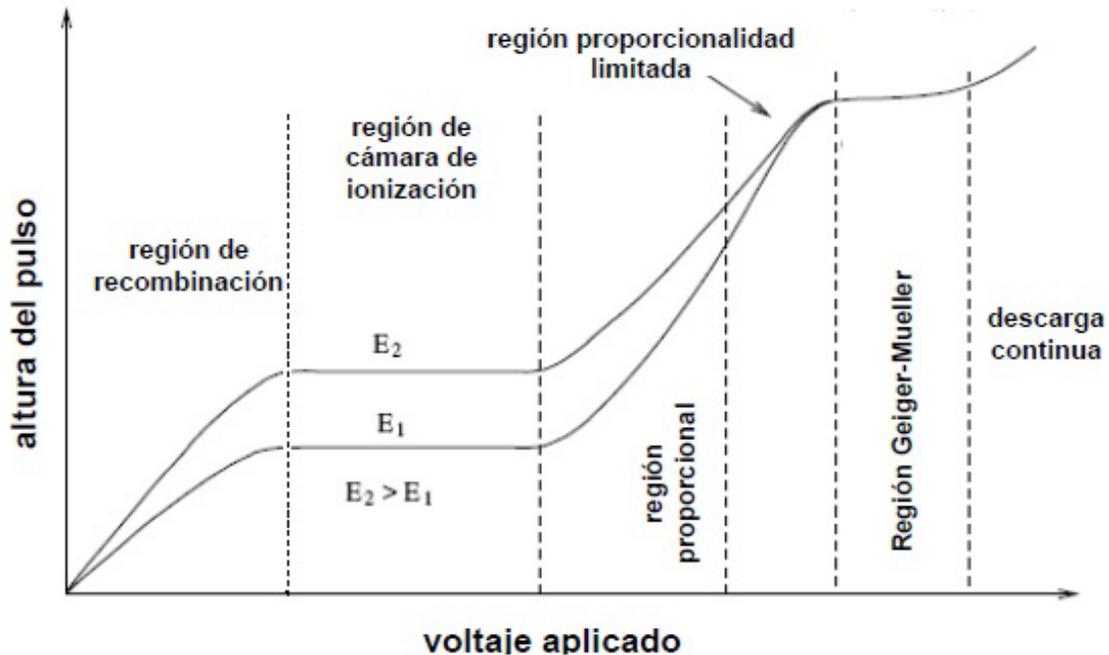


Figura 2.19: Carga recolectada en función del voltaje de polarización (Tomado de: <http://mierikaydarbyn.blogspot.com>).

Dada una interacción para un tipo de radiación ionizante y una energía determinada, la carga recogida varía en función de la tensión aplicada entre los electrodos. Según se incrementan los valores de tensión, van apareciendo diversas zonas que muestran un comportamiento similar dentro de cada una, pero cualitativamente diferente entre ellas:

1. Zona de recombinación: Cuando solo un mínimo voltaje es aplicado sobre los electrodos, la aceleración que adquieren los iones producidos es muy poca, por ende, la mayoría de los iones se recombinan antes que estos lleguen a los electrodos.
2. Zona de cámara de ionización: Una meseta es alcanzada cuando el voltaje aplicado sobre los electrodos es del rango ( 100 Voltios  $< V < 400$  Voltios ) y en esta región todos los iones llegan a los electrodos y este rango de voltaje es utilizado para la dosimetría con cámaras de ionización.
3. Zona de contador proporcional: Si se sigue aumentando el voltaje, los iones ganan suficiente energía en el campo eléctrico y los iones son capaces de causar nuevas

---

ionizaciones o ionización secundaria. Esto multiplica la carga colectada por los electrodos y en esta región funcionan los contadores proporcionales.

4. Zona de proporcionalidad limitada: Si se continúa aumentando la diferencia de potencial entre electrodos de un detector gaseoso más allá de los valores que corresponden al rango de funcionamiento como contador proporcional, el factor de multiplicación de iones deja de ser lineal con la tensión aplicada. Ello se debe a que al ser la masa de los iones positivos mucho mayor que la de los electrones, estos se desplazan a menor velocidad que aquellos, llegando a constituir una carga espacial que altera la forma del campo eléctrico dentro del detector y, por ende, la linealidad.
  5. Zona de contador Geiger Mueller: Si se aumenta aún más la diferencia de potencial, el efecto de la carga espacial resulta dominante frente a la diferencia de potencial exterior. Cuando se llega a esta situación, cesa de aumentar la multiplicación y la amplitud del impulso resulta máxima. Esta región de operación del detector gaseoso recibe el nombre de Geiger -Mueller.
  6. Zona de descarga: Si se continúa aumentando la diferencia de potencial entre electrodos, se produce una descarga en el gas por efecto de la alta intensidad del campo eléctrico. Esta zona no es de interés desde el punto de vista de la detección de la radiación; además, en general, provoca la creación de plasma dentro del detector.
-



La dosis absorbida por la glándula mamaria y la calidad de la imagen, son parte importante del control de la calidad de los exámenes de mamografía. De igual manera, la dosis de radiación debe mantenerse lo más bajo posible, pero compatible con una calidad de imagen que debe ser suficiente para un diagnóstico adecuado. Para ello, los detectores utilizados deben tener trazabilidad a través de patrones internacionales y de ésta forma asegurar la exactitud y aceptabilidad de las medidas dosimétricas.

Con el fin de mejorar la calidad del diagnóstico clínico es necesario ofrecer servicios de calibración para haces de mamografía. Por ello fue necesario implementar un sistema de calibración nacional y así poder establecer el vínculo entre los laboratorios de metrología principales (LPCD) y los usuarios de los hospitales.

A continuación, se describen los procedimientos realizados para implementar un sistema de calibración en mamografía, utilizando para ello un equipo de rayos X de potencial constante y una cámara plano-paralela como estándar secundario.

### **3.1. Estabilidad del patrón secundario mamográfico**

Dado que el sistema dosimétrico (estándar secundario mamográfico y electrómetro), figura 3.1, fue adquirido recientemente por el LSCD, es necesario llevar un control del equipo para poder comprobar su estabilidad a largo plazo.

---



Figura 3.1: Patrón secundario de mamografía. Cámara de ionización plano paralela STANDARD IMAGING, modelo A650, serial SN D092301 y electrómetro STANDARD IMAGING, modelo SUPERMAX, serial P102731.

Para la comprobación de la estabilidad se hicieron pruebas de referencias para obtener datos con los cuales se pudiera comparar los controles periódicos. Para ello se midió semanalmente una fuente de referencia de Sr-90 serial 8921970, y se comparó el valor obtenido con el de referencia para de esta manera poder identificar cualquier comportamiento anómalo. Luego, a partir del registro histórico de las medidas, poder estimar la contribución de incertidumbre debida a este efecto y comprobar la integridad de los componentes del instrumento.

Para realizar las medidas, la cámara de ionización de mamografía y la fuente de referencia se colocaron en un soporte de acrílico para garantizar que el montaje sea reproducible (Ver figura 3.2). Luego se tomó un conjunto de medidas con intervalos de 60 s.



Figura 3.2: Montaje de control de estabilidad del patrón secundario de mamografía.

La forma más directa de calcular el índice de estabilidad es a partir de la desviación estándar de la serie de medidas  $x_i$  realizadas con la fuente de referencia:

$$S(x) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (3.1)$$

En esta expresión,  $x_i$  representa el conjunto de medidas realizadas con la fuente y  $\bar{x}$  el valor medio obtenido, corregido por decaimiento. La incertidumbre típica relativa debida al factor de estabilidad será:

$$CV = \frac{\sigma_{n-1}}{\bar{x}} \quad (3.2)$$

Luego de calcular el promedio se aplicó la ley de decaimiento radiactivo (Ecuación 3.3) para determinar la actividad de la fuente de referencia al día, al momento de la toma de medidas.

$$x = x_0 e^{-\lambda t} \quad (3.3)$$

Para calcular la diferencia porcentual entre la actividad promedio que se midió,  $\bar{x}$ , y la actividad de referencia decaída a la fecha en que se realizó la medida,  $x_{ref}$ , se utilizó la siguiente ecuación.

$$dif \% = \frac{\bar{x} - x_{ref}}{x_{ref}} 100 \% \quad (3.4)$$

Dado que la masa del gas dentro de la cámara está influenciada por las condiciones ambientales, se midió la presión y la temperatura durante el procedimiento experimental con el fin de normalizar la lectura con respecto a los valores de referencia de 101,325 kPa y 20 °C, a los cuales fue calibrada la cámara patrón.

$$k_{T,P} = \frac{273,15 + \bar{T}}{273,15 + T_{ref}} \frac{P_{ref}}{\bar{P}} \quad (3.5)$$

Para verificar que la estabilidad de la cámara de ionización estuviera dentro de las normas internacionales, las mediadas efectuadas debían tener una precisión tal, que todas las determinaciones individuales de las actividades de cualquiera de ellas ofrecieran datos que se encontraran dentro del 0,3% de la medida promedio.

## 3.2. Caracterización de haz de rayos X

En general la calibración de cámaras de ionización para mamografía se obtiene usando el método de sustitución y comparando su lectura con la lectura del estándar secundario. Sin embargo, ya que el diseño, la edad y condiciones operativas de las unidades de rayos X pueden influenciar en la forma del espectro y por ende en la energía efectiva del haz, fue necesario para la calibración de este equipo reproducir las condiciones de referencia suministrada por el LPCD.

Por lo general, una descripción del haz de radiación se hace en términos de la combinaciones de material ánodo y filtro, parámetros técnicos (tensión y corriente), calidades de haz (EHR) y los factores de geometría (distancia de foco a la cámara). Las calidades de radiación de referencia utilizadas para calibraciones en mamografías se muestran en las tablas 3.1 y 3.2.

Cuadro 3.1: Calidades de referencia RQR-M para ánodos de Mo utilizadas en mamografía.

Calidad de radiación	Voltaje del tubo (kV)	EHR (mm Al)	Nk (mGy/nC)	$\dot{K}$ (mGy/min)
RQR-M1	25	0,30	8,262	50
RQR-M2	28	0,33	8,238	50
RQR-M3	30	0,35	8,234	50
RQR-M4	35	0,39	8,211	50
RQR-M5	40	0,42	8,204	50
RQR-M6	45	0,46	8,190	50

Cuadro 3.2: Calidades de referencia RQA-M para ánodos de Mo utilizadas en mamografía.

Calidad de radiación	Voltaje del tubo (kV)	EHR (mm Al)	Nk (mGy/nC)	$\dot{K}$ (mGy/min)
RQA-M1	25	0,58	8,138	3,0
RQA-M2	28	0,63	8,124	3,0
RQA-M3	30	0,65	8,123	3,0
RQA-M4	35	0,73	8,112	3,0
RQA-M5	40	0,80	8,121	3,0
RQA-M6	45	0,92	8,136	3,0

Donde RQR-M es un código que se utiliza para representar un haz de radiación proveniente de un tubo de rayos X con ánodo de molibdeno con una filtración adicional de molibdeno y RQA-M representa un haz de radiación RQR-M mas filtración adicional de aluminio. El RQA-M se utiliza para simular los campos de radiación detrás del paciente durante la mamografía.

Para caracterizar el haz de rayos X fue necesario comprobar que se contaba con cada una de las calidades descritas en las tablas 3.1, 3.2 y luego mediante lecturas hechas con el patrón secundario, se estableció los valores de referencia de la tasa de KERMA como se muestran en las subsecciones siguientes.

### 3.2.1. Validación de la calidad del haz

La validación de la calidad del haz se hizo mediante el EHR, reproduciendo las condiciones de referencia al cual fue calibrado el estándar secundario. Para determinar el EHR se realizó el montaje de la figura 3.3, siguiendo las recomendaciones propuestas por las normas ISO 4037 [23] y el reporte 457 de la IAEA [7].

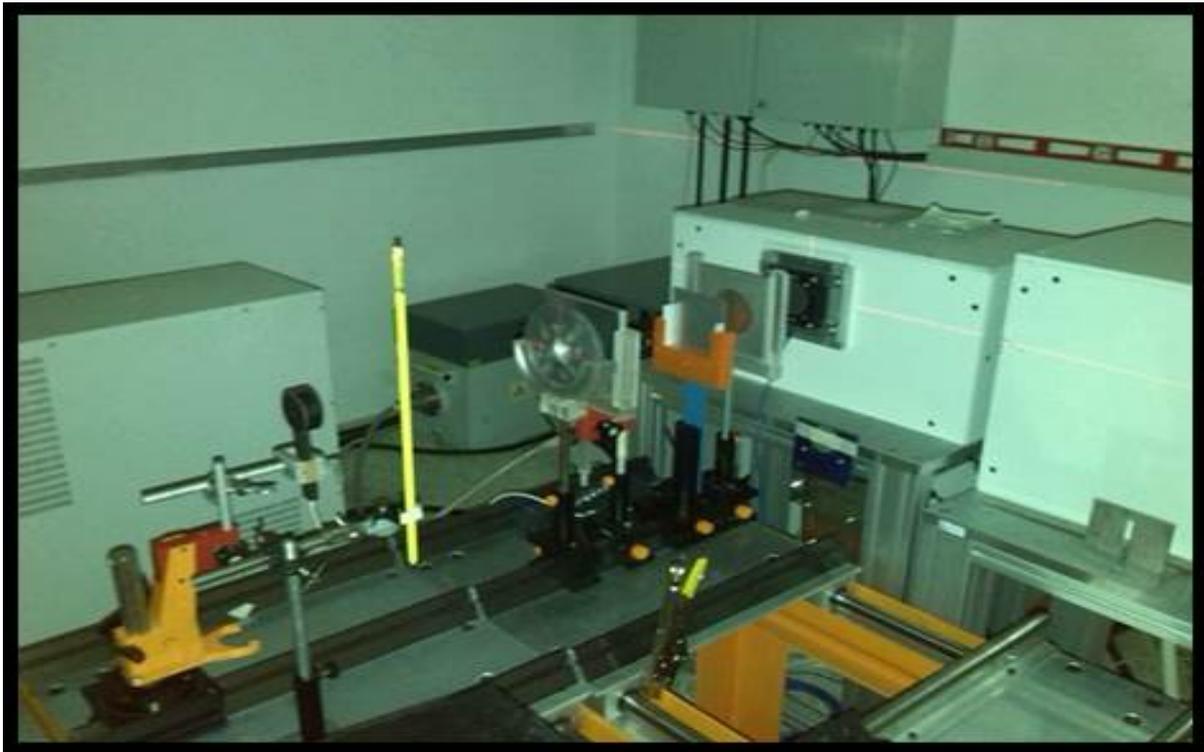


Figura 3.3: Montaje utilizado para establecer las calidades de referencia utilizadas en mamografía.

Se utilizó un equipo de rayos X, fabricado por GULMAY MEDICAL con ánodo de molibdeno, con un panel de control XRC1 marca SIEMENS (figura 3.4). El equipo posee una filtración inherente de 1mm de Berilio y puede generar tensiones de hasta 100 kV. Sin embargo en este estudio solo se utilizaron los voltajes para mamografía (25 kV, 28 kV, 30 kV, 35 kV, 40 kV y 45 kV). La corriente utilizada fue de 10 mA.



Figura 3.4: Equipo de rayos X marca GULMAY MEDICAL y panel de control XRC1 marca SIEMENS.

Las medidas se hicieron con una cámara de ionización plano paralela calibrada por la Agencia Internacional de Energía Atómica IAEA (estándar secundario), marca STANDARD IMAGING modelo A-650, serial SN D092301, conectada a un electrómetro marca STANDARD IMAGING, Modelo SUPERMAX, Serial P102731 figura 3.1. La cámara se colocó a 1m de distancia del foco del equipo y se conectó a un voltaje de polarización de 300 voltios en rango de medida bajo.

Para monitorear diferencias causadas por las variaciones en la salida del tubo de rayos X, se utilizó una cámara monitor marca PTW modelo 7861-025. ubicada a la salida del tubo con un potencial de polarización de 300 voltios, figura 3.5.



Figura 3.5: Cámara monitor marca PTW modelo 7861-025.

Para eliminar fotones con energías que no son de interés, se utilizaron filtros de aluminio (Al) y molibdeno (Mo) con 99,99% de pureza, figura 3.6, colocados en la salida del equipo. Los filtros de aluminio también se utilizaron como atenuadores para determinar el

espesor hemi-reductor (EHR), colocados equidistantes de la cámara monitor y el patrón secundario para reducir al mínimo el número de los fotones dispersados que llegan a los detectores.

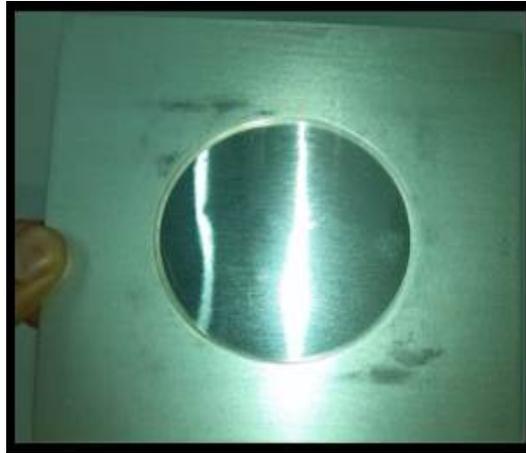


Figura 3.6: Filtros de aluminio (Al) y molibdeno (Mo) con 99,99 % de pureza.

Para asegurar que la producción de la radiación dispersa en los atenuadores no produjera una contribución significativa en la señal de la cámara de monitor o la cámara de referencia, se utilizaron colimadores de plomo macizo, figura 3.7. De esa forma poder garantizar la geometría de haz estrecho, ya que el diámetro del haz en la superficie del detector debe ser sólo suficiente para irradiar completamente y de manera uniforme.



Figura 3.7: Colimador de plomo macizo.

Para determinar el EHR se midió la respuesta del detector para distintos tipos de atenuadores, luego graficando el valor de la carga colectada por el detector en función del espesor del atenuador, se calculó el espesor que reduce la medida inicial a la mitad utilizando la ecuación 2.6. Dado que la masa del gas dentro de la cámara está influenciada por las condiciones ambientales, se midió la presión y la temperatura durante el

procedimiento experimental con el fin de normalizar la lectura con respecto a los valores de referencia: 101,325 kPa y 20 °C.

La comprobación del establecimiento o no de la calidad del haz se realizó según las recomendaciones del reporte 457 [7], lo cual indica que si las mediciones del EHR no difieren en más de 0,02 mm del espesor recomendado en las tablas 3.1 y 3.2 se consideran como establecidas las calidades, de lo contrario se debe modificar el espesor del filtro hasta obtener el EHR deseado.

### 3.2.2. Establecimiento de los valores de referencia de la tasa de KERMA en aire

Una vez validada la calidad del haz se procedió a establecer los valores de referencia de la tasa de KERMA en aire ya que ésta depende de la fluencia de fotones que llegan al detector que a su vez depende de la corriente, el voltaje y la filtración.

Los valores de la tasa de KERMA en aire para cada calidad de radiación establecida se determinaron midiendo 7 repeticiones de la carga colectada con el patrón dosimétrico a una distancia de 1m, durante un tiempo de colección de 30 s, para un valor de corriente de tubo 10mA y se calculó utilizando la siguiente expresión:

$$\dot{K}_{ref,j} = N_{patron,j} \cdot \frac{\sum_{i=1}^n Q_i}{n} \cdot k_{t,p} \quad (3.6)$$

donde:

$N_{patron,j}$  Es el coeficiente de calibración de la cámara de ionización de referencia para la calidad de radiación j, en unidades de mGy/nC.

$Q_i$  Es la lectura i de la carga colectada en el electrómetro durante la medición con la cámara patrón en un tiempo 30 s, medida en nC/min.

$k_{t,p}$  Es el factor de corrección por temperatura y presión atmosférica existente en el laboratorio con respecto a los valores de referencia (20 °C, 1013,25 mbar), éste factor es adimensional.

### 3.2.3. Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente aplicada al tubo de rayos X

De manera de poder conocer la relación entre el tiempo de exposición y la corriente necesaria para suministrar una dosis, se determinó la dependencia de la tasa de KERMA con la corriente para cada una de las calidades validadas.

Para proporcionar diferentes tasas de KERMA, se varió la corriente del tubo en el rango disponible del equipo (0-16 mA) para valores fijo de voltaje y filtración añadida,

correspondientes a cada una de las calidades descritas en las tablas 3.1 y 3.2. Luego graficando el valor de la tasa de KERMA en función de la corriente del tubo, se determinó cuál era su dependencia.

Las medidas se determinaron midiendo 7 repeticiones de la carga colectada con el patrón dosimétrico a una distancia de 1m, durante un tiempo de colección de 30 s. El proceso para medir la tasa de KERMA se describe en la sección anterior.

### 3.2.4. Estimación de las incertidumbres de los procesos asociados a la medición de la tasa de KERMA

Debido a que siempre que se realiza una medición, existen diversos factores, algunos de ellos evitables y otros inevitables que alteran la medida, el resultado obtenido es solamente una aproximación del valor verdadero. Por lo tanto es necesario hacer una evaluación cuantitativa que exprese el grado de incerteza de la medida.

Los factores de incertidumbres que fueron considerados en éste trabajo son los siguientes:

1. Homogeneidad del campo de radiación.
2. Repetibilidad.
3. Reproducibilidad o estabilidad a largo plazo.
4. Posicionamiento de la cámara.
5. Calibración del estándar secundario por el laboratorio principal.
6. Presión y temperatura.

Las estimaciones de las incertidumbres antes mencionadas se hicieron siguiendo las recomendaciones de protocolos internacionales [7, 24]. Donde se establece que las incertidumbres generalmente están compuesta por varias componentes, las cuales pueden ser agrupadas en dos categorías de acuerdo al método usado para estimar sus valores numéricos:

#### 3.2.4.1. Incertidumbre de tipo A

La evaluación de la incertidumbre estándar tipo A se basó en el análisis estadístico de una serie de observaciones. Donde el mejor estimador del resultado se obtuvo utilizando la media aritmética.

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.7)$$

La incertidumbre tipo A, se representa con  $\mathbf{u}_a$  ,y es definida como la desviación estándar del valor medio.

$$u_a^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (3.8)$$

Donde n es el número de veces que se repitió la medida y n-1 son los grados de libertad que representan el número de datos que se mantienen independientes.

### 3.2.4.2. Incertidumbre de tipo B

Son las incertidumbres que no pueden ser estimadas por métodos estadísticos. En este caso la evaluación de la incertidumbre estándar se basó en el análisis de toda la información disponible relevante, la cual puede ser por conocimiento del instrumento, datos de calibración, especificaciones del fabricante y datos medidos previamente.

Las incertidumbres tipo B se estimaron de manera que se correspondan a las desviaciones estándar. Por ello, fue conveniente asumir que estas incertidumbres tienen una distribución continua de probabilidad que se corresponda con una forma reconocible. Con ésta distribución, la incertidumbre estándar tipo B viene dada por la desviación estándar mediante la siguiente expresión:

$$u_b^2 = \int (x - \mu(x))^2 * f(x) * dx \quad (3.9)$$

$$\mu(x) = \int x * f(x) * dx \quad (3.10)$$

Por mayor simplicidad, se asumió que la incertidumbre tipo B pueden seguir una distribución rectangular, es decir, que tiene una probabilidad constante en el intervalo (-M, M). Con esta distribución, utilizando la ecuación 3.9, la incertidumbre estándar tipo B viene dada por:

$$u_b = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (3.11)$$

Otra aproximación válida es suponer una distribución gaussiana. Así, si de forma empírica la muestra se encuentra en el intervalo (-L, L). La incertidumbre estándar tipo B se calcula con la siguiente expresión:

$$u_b = \frac{L}{k} \quad (3.12)$$

Donde  $k$  es un factor de cobertura para obtener la incertidumbre expandida. Si  $L$  se ha determinado con un 95 % de seguridad,  $k=2$  o si se ha determinado con un 99 % de seguridad,  $k=3$ .

### 3.2.4.3. Incertidumbre combinada

Puesto que las incertidumbre tipo A y tipo B fueron estimadas como desviaciones estándar, se combinan siguiendo las reglas estadísticas para la combinación de varianzas (desviaciones estándar al cuadrado). Si  $u_a$  y  $u_b$  son las incertidumbre tipo A y tipo B de una magnitud, entonces la incertidumbre estándar combinada de esa magnitud es:

$$u_c = \sqrt{u_a^2 + u_b^2} \quad (3.13)$$

### 3.2.4.4. Incertidumbre expandida

Una vez encontrada la incertidumbre combinada, se puede aumentar la probabilidad hasta valores más útiles al multiplicar la incertidumbre combinada por un factor de cobertura  $k$  para obtener la incertidumbre expandida.

$$U = k u_c \quad (3.14)$$

Donde  $U$ , se interpreta como un intervalo entorno al resultado de una medición, en el que se puede encontrar una fracción grande de la distribución de valores que pueden ser razonablemente atribuidos a la medida.

---



Para dar cumplimiento a los objetivos planteados en éste trabajo, se muestran a continuación los resultados obtenidos, como lo son: la estabilidad a largo plazo del patrón secundario, así como los resultados de la caracterización del haz de rayos X, la determinación del valor de referencia de la tasa de KERMA y la variación en función de la corriente, para cada una de las calidades establecidas. Los resultados obtenidos de la caracterización se compararon con los valores preestablecidos en el certificado de calibración del patrón secundario y con los valores propuestos por el TRS 457.

### 4.1. Estabilidad del patrón secundario mamográfico

Siguiendo los procedimientos descritos en la sección 3.1 se determinó la diferencia porcentual entre el valor de referencia de la fuente de Sr-90 y el valor medido con su respectivo coeficiente variacional, a fin de determinar la estabilidad del sistema. Los resultados obtenidos correspondientes a las medidas realizadas entre agosto y diciembre de 2014 se muestran en la tabla 4.1.

Cuadro 4.1: Diferencia porcentual,  $dif$ , entre el valor de referencia de la fuente de Sr-90,  $X_{ref}$ , y las medidas promedio del control semanal del patrón secundario,  $\bar{X}$ , con su coeficiente variacional, CV.

Fecha	$X_{ref}$ (nC/min)	$\bar{X}$ (nC/min)	CV (%)	$dif$ (%)
13/08/2014	2,630	2,619	0,02	-0,43
21/08/2014	2,628	2,621	0,09	-0,28
27/08/2014	2,627	2,607	0,05	-0,77
03/09/2014	2,626	2,604	0,05	-0,85
01/10/2014	2,621	2,600	0,02	-0,82
08/10/2014	2,620	2,606	0,02	-0,53
15/10/2014	2,619	2,605	0,02	-0,53
22/10/2014	2,618	2,601	0,02	-0,64
29/10/2014	2,616	2,596	0,02	-0,76
05/11/2014	2,615	2,596	0,02	-0,74
19/11/2014	2,613	2,595	0,02	-0,70
27/11/2014	2,612	2,593	0,02	-0,72
15/12/2014	2,608	2,597	0,02	-0,42

Como se puede ver en la tabla 4.1, los valores actividad medidos,  $\bar{X}$ , son menores a los valores de actividad de referencia,  $X_{ref}$ , lo cual implica la existencia de errores sistemáticos en las medidas realizadas. Los valores de diferencia porcentual obtenidos, están en un rango comprendido entre -0,28 % y -0,85 % con un valor promedio,  $\overline{dif} = -0,63\%$  durante el período en estudio. Para visualizar la estabilidad del sistema a largo plazo, se hizo la representación gráfica de la desviación porcentual respecto al valor promedio,  $(dif - \overline{dif})$ , en función de los días transcurridos desde el momento en que se le hizo la referencia a la fuente (ver figura 4.1).

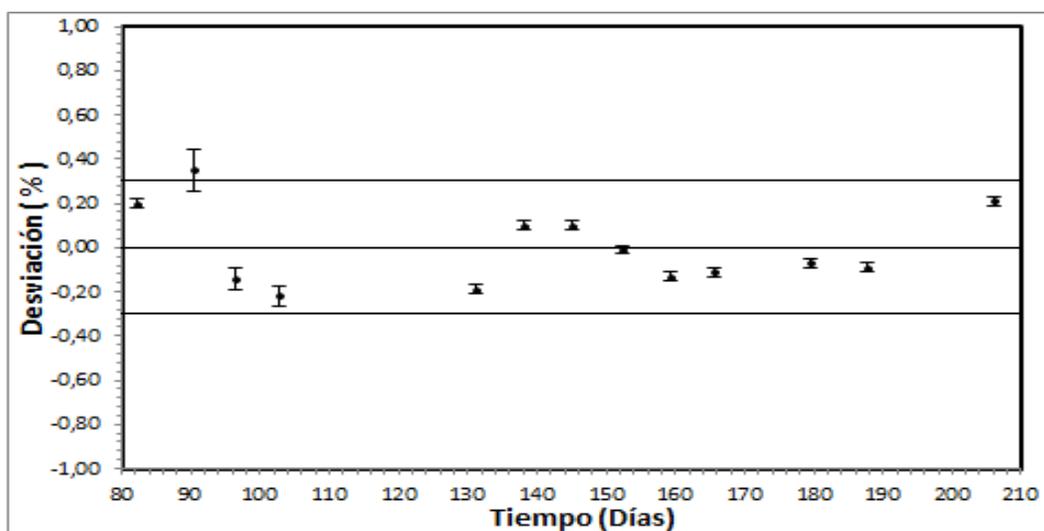


Figura 4.1: Estabilidad del patrón secundario a largo plazo. Las líneas continuas demarcan los límites de  $\pm 0,30\%$  establecido por el TRS-457 para un patrón secundario.

Los valores de precisión promedio del sistema fue de 0,03 %, y el coeficiente de estabilidad calculado a partir de desviación de la medida en relación con las medidas globales promedio se mantuvo en 0,18 %. Comparando este valor con los establecidos por protocolos internacionales [7] para un patrón secundario, se tiene que el valor de estabilidad se encuentra dentro del límite de  $\pm 0,30$  % establecido.

Los valores obtenidos dejan en evidencia, que las medidas realizadas para la calibraciones con este patrón de referencia tendrán un alto grado de confiabilidad debido a la gran precisión y estabilidad del sistema.

## 4.2. Validación de las calidades de referencia

Para validar las calidades de referencia, se hicieron varias pruebas con distintas combinaciones de filtros de Mo y Al. Estas pruebas fueron hechas siguiendo la metodología descrita en la sección 3,2,1, con el fin de obtener las condiciones necesarias para reproducir las calidades de radiación. Para ello se hizo un estudio de atenuación energética del haz en cada una de las calidades mostrados en las tablas 3.1 y 3.2 . En la figura 4.2 se muestra como ejemplo una de las curva de atenuación que describe la calidad RQR-M1, el resto de la calidades se muestran en el apéndice A.

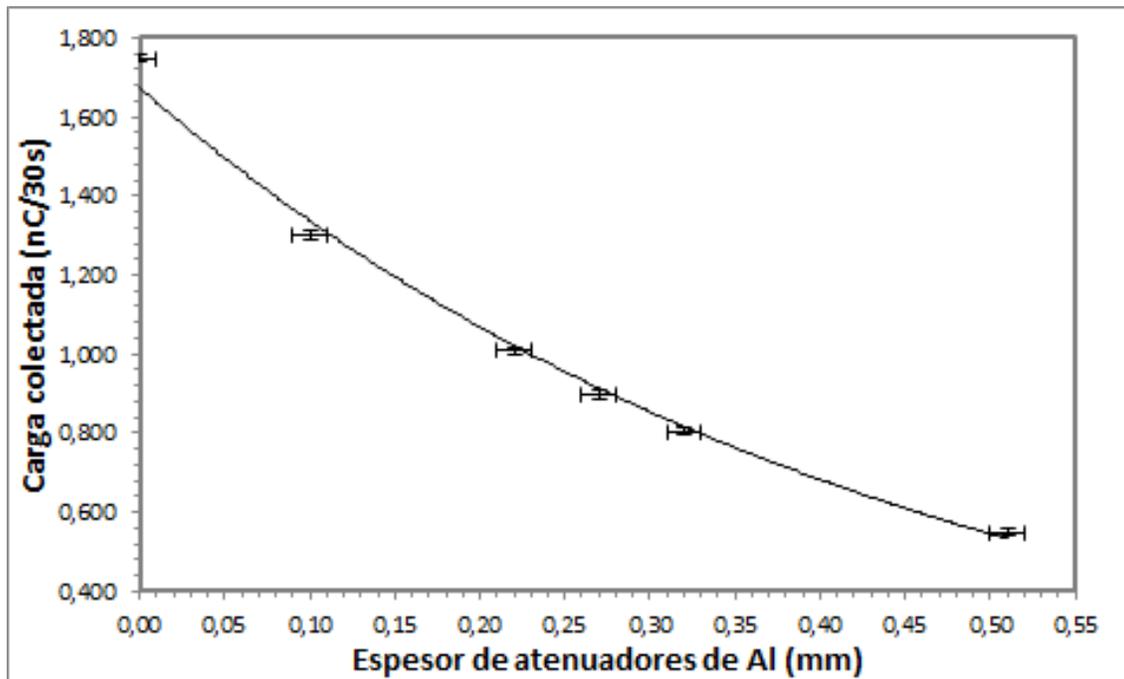


Figura 4.2: Curva de atenuación de intensidad del haz que describe la calidad RQR-M1.

Posteriormente se utilizó la ecuación 2.6 para calcular el EHR. Para ello fue necesario hacer un cambio de escalas en el eje de las ordenadas, a escala logarítmica (figura 4.3) y a partir de la regresión lineal se calculó la pendiente de la recta, que en éste caso representa

el coeficiente de atenuación lineal para una calidad de radiación específica.

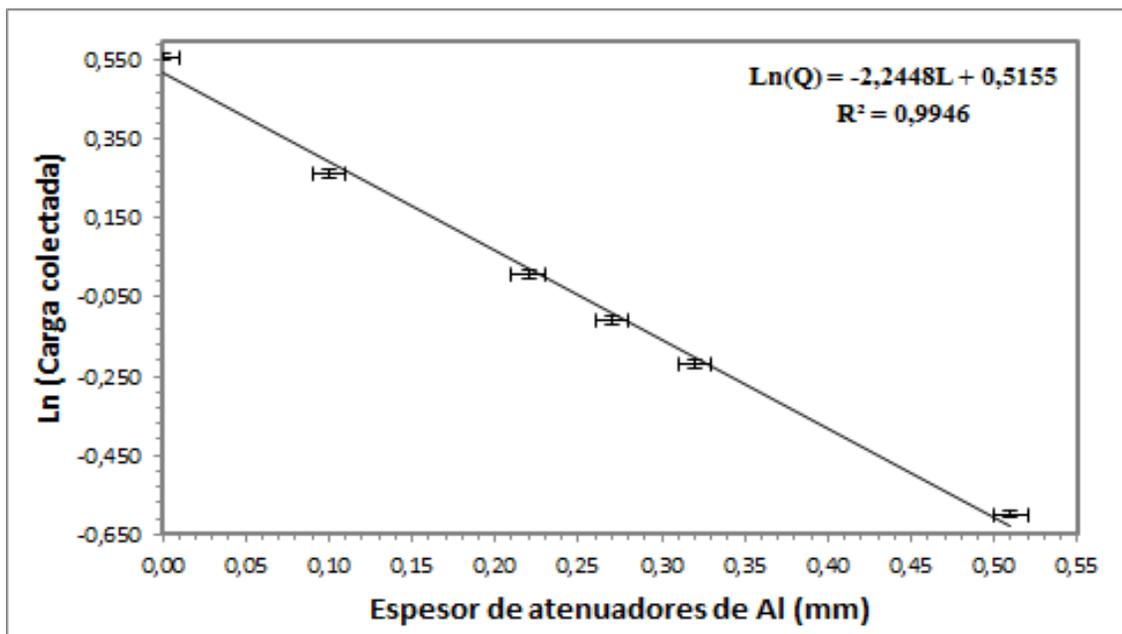


Figura 4.3: Curva a escala semi-logarítmica de atenuación de intensidad del haz de la calidad RQR-M1.

Los valores de la combinación de filtros necesaria para obtener la mejor aproximación de las calidades de referencia encontradas se muestran en la tabla 4.2. Junto a ellos se muestra también el valor del EHR determinado para cada combinación.

Cuadro 4.2: Espesor hemi-rrreductor, EHR, obtenido para la combinación de filtros de Mo y Al, para las calidades RQR-M y RQA-M.

Calidad de radiación	Filtro de Mo $\pm 0,001\text{mm}$	Filtro de Al $\pm 0,01\text{mm}$	EHR medido $\pm 0,01\text{mm}$	EHR del certificado (mm)
RQR-M1	0,025	- - -	0,31	0,30
RQR-M2	0,025	- - -	0,34	0,33
RQR-M3	0,025	- - -	0,35	0,35
RQR-M4	0,025	- - -	0,39	0,39
RQR-M5	0,025	0,02	0,42	0,42
RQR-M6	0,025	0,02	0,45	0,46
RQA-M1	0,025	1,70	0,59	0,59
RQA-M2	0,025	1,60	0,63	0,63
RQA-M3	0,025	1,60	0,66	0,66
RQA-M4	0,025	1,70	0,74	0,74
RQA-M5	0,025	1,70	0,82	0,82
RQA-M6	0,025	1,70	0,94	0,96

Al comparar los resultados mostrados en la tabla 4.2, con los límites de tolerancia establecidos en el protocolo 457 de la IAEA [7], se tiene que todas las calidades de radiación están dentro del 2% establecido. En efecto se puede deducir que las calidades de radiación fueron establecidas de manera satisfactoria.

Es importante mencionar que la filtración propuesta en el protocolo TRS-457 es de 0,03 mm de Mo para todas la calidades y 2 mm de Al adicionales para las calidades RQA-M, pero cuando se utiliza los 2 mm de Al recomendado por las normas, los EHR de los haces de radiación atenuados estaban fuera de los límites especificados. Con la combinación de filtros mostrada en tabla 4.2, fue posible mantener los valores de EHR dentro de los límites especificados. Esta diferencia se debe a diversos factores como: la diferencia que existen en la filtración inherente de los equipos de rayos X, las edades de los equipos y la filtración agregada por la cámara monitor.

### 4.3. Establecimiento de los valores de referencia de la tasa de KERMA en aire

Utilizando el mismo montaje para determinar las calidades descritas en la sección anterior con sus correspondientes filtros de Mo y Al, se procedió a irradiar y medir de forma sucesiva la carga, presión y temperatura para obtener valores promedios ( ver tabla 4.3 y 4.4 ) con los cuales se calcularon los valores de referencia de la tasa de KERMA para cada una de las calidades de radiación establecidas.

Cuadro 4.3: Medidas de la carga promedio colectada en 60 s,  $\bar{Q}$ , con su respectivo coeficiente variacional, CV, y el factor de corrección por densidad de aire,  $k_{t,p}$ , para las calidades RQR-M.

Calidad de radiación	$k_{t,p}$	$\bar{Q}$ (nC/min)	CV (%)
RQR-M1	1,206	2,896	0,040
RQR-M2	1,207	4,011	0,024
RQR-M3	1,204	4,827	0,031
RQR-M4	1,205	7,083	0,014
RQR-M5	1,203	9,150	0,025
RQR-M6	1,205	14,429	0,010

---

Cuadro 4.4: Medidas de la carga promedio colectada en 60 s,  $\bar{Q}$ , con su respectivo coeficiente variacional, CV, y el factor de corrección por densidad de aire,  $k_{t,p}$ , para las calidades RQA-M.

Calidad de radiación	$k_{t,p}$	$\bar{Q}$ (pC/min)	CV (%)
RQA-M1	1,205	133,717	0,164
RQA-M2	1,204	264,714	0,114
RQA-M3	1,204	354,826	0,083
RQA-M4	1,208	561,771	0,072
RQA-M5	1,206	867,229	0,041
RQA-M6	1,207	1594,457	0,034

Con los resultado mostrados en las tablas 4.3 y 4.4, así como el coeficientes calibración,  $N_k$ , de la cámara de ionización (ver tablas 3.1 y 3.2). Se determinaron, haciendo uso de la ecuación 3.6, los valores de referencia de la tasa de KERMA. Los resultados obtenidos se muestran a continuación en la tabla 4.5 con sus respectivos valores de incertidumbres.

Cuadro 4.5: Valores de referencia de la tasa de KERMA en aire,  $\dot{K}_{ref}$ , y su incertidumbre,  $\Delta\dot{K}_{ref}$ .

Calidad de radiación	$\dot{K}_{ref}$ (mGy/min)	$\Delta\dot{K}_{ref}$ (mGy/min)
RQA-M1	1,311	0,020
RQA-M2	2,590	0,040
RQA-M3	3,471	0,052
RQA-M4	5,507	0,083
RQA-M5	8,494	0,127
RQA-M6	15,652	0,235
RQR-M1	28,862	0,433
RQR-M2	39,885	0,598
RQR-M3	47,870	0,718
RQR-M4	70,078	1,051
RQR-M5	90,330	1,355
RQR-M6	142,359	2,135

Los valores obtenidos para establecer la tasa de KERMA en aire para cada calidad de radiación (tabla 4.5), depende de parámetros internos del equipo y cada laboratorio establece sus propias cantidades. Los valores establecidos serán utilizados para el control interno del equipo y servirán de referencia para las futuras calibraciones de los detectores.

## 4.4. Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente

Para este estudio se procedió a calcular, de manera similar que en la sección anterior, la tasa de KERMA para valores de corriente comprendidos entre (0,00-16,00 mA). Luego se hizo la representación gráfica de los valores calculados en función de la corriente. En la figura 4.4 se muestra la curva obtenida que describe la dependencia de la tasa de KERMA con la corriente para la calidad RQR-M1. El resto de las curvas para las calidades RQR-M y RQR-A se muestran en el apéndice B.

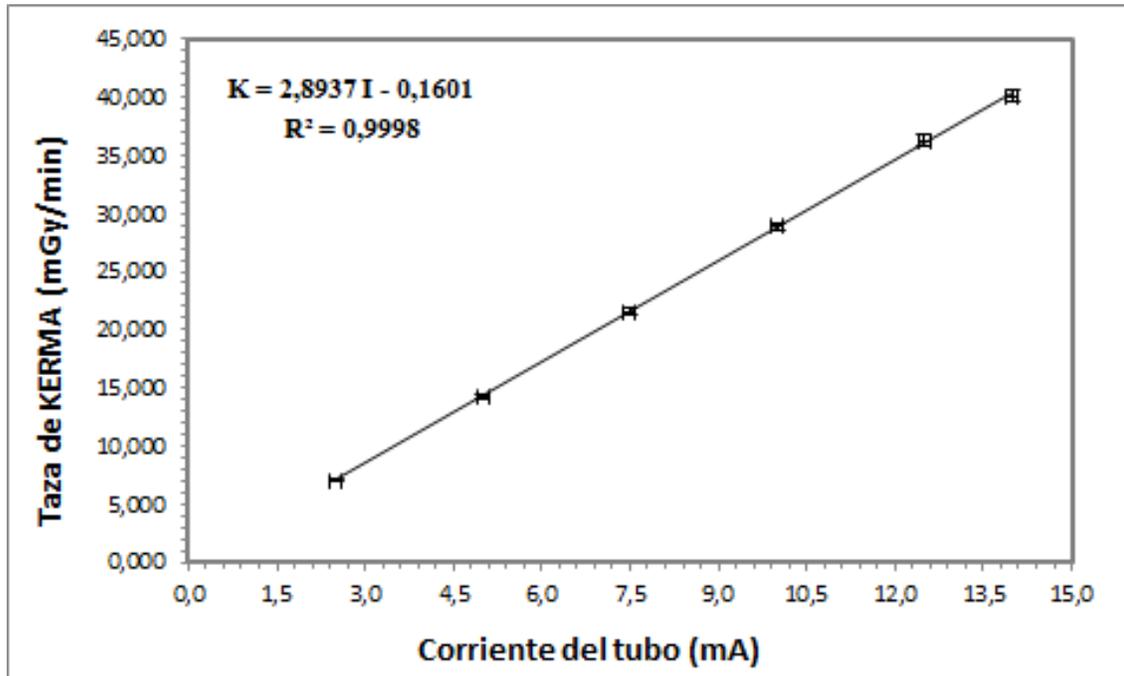


Figura 4.4: Dependencia de la tasa de KERMA con la corriente para la calidad RQR-M1.

En todos los casos se observó una dependencia lineal entre la tasa de KERMA y la corriente del tubo. En la tabla 4.6 se muestran las ecuaciones características que describen la dependencia lineal para cada calidad, así como las incertidumbres de cada parámetro.

Cuadro 4.6: Ecuaciones características de la tasa de KERMA,  $\dot{K}$ , en función de la corriente del tubo,  $I$ , con la incertidumbre de los coeficientes de la ecuación,  $(\Delta a, \Delta b)$ , y el coeficiente de correlación  $R^2$ .

Calidad de radiación	Ec. característica $\dot{K} = aI + b$	$\Delta a$ (mGy/min*mA)	$\Delta b$ (mGy/min)	$R^2$
RQA-M1	$\dot{K} = 0,132I - 0,009$	0,001	0,012	0,99
RQA-M2	$\dot{K} = 0,261I - 0,022$	0,001	0,011	0,99
RQA-M3	$\dot{K} = 0,353I - 0,099$	0,001	0,012	1,00
RQA-M4	$\dot{K} = 0,558I - 0,068$	0,001	0,014	1,00
RQA-M5	$\dot{K} = 0,860I - 0,091$	0,002	0,015	1,00
RQA-M6	$\dot{K} = 1,582I - 0,156$	0,001	0,014	1,00
RQR-M1	$\dot{K} = 2,894I - 0,160$	0,001	0,013	0,99
RQR-M2	$\dot{K} = 4,037I - 0,427$	0,001	0,011	1,00
RQR-M3	$\dot{K} = 4,852I - 0,540$	0,001	0,012	1,00
RQR-M4	$\dot{K} = 7,083I - 0,665$	0,001	0,014	1,00
RQR-M5	$\dot{K} = 9,133I - 0,836$	0,002	0,015	1,00
RQR-M6	$\dot{K} = 14,393I - 1,446$	0,001	0,014	1,00

Las ecuaciones características encontradas son reportadas con un coeficiente de correlación muy cercano a 1 para cada una de las calidades. Esto permite predecir con un alto índice de confianza la tasa de KERMA para cada valor de corriente, lo cual será de gran utilidad a la hora de determinar el tiempo y la corriente necesaria para suministrar una cantidad de dosis determinada.

## 4.5. Estimación de las incertidumbres

Para estimar las incertidumbres fue necesario hacer varias pruebas al sistema de calibración, y mediante su análisis se pudo realizar una evaluación cuantitativa de la desviación. A continuación se muestran los resultados obtenidos en el cálculo de la incertidumbre relativa asociada a las medidas de la tasa de KERMA:

### 4.5.1. Homogeneidad del campo de radiación

Para evaluar la homogeneidad del campo de radiación se utilizó una cámara de ionización STANDARD IMAGING tipo Farmer, Modelo A19, serial SN XAQ103021 (ver figura 4.5), que se desplazó a lo largo de 2 ejes perpendiculares (horizontal y vertical) en incrementos de 5 mm desde el centro hasta 50 mm de distancia, con 9 medidas de carga colectada en cada posición. Esto permitió comprobar el campo en el plano de referencia de la cámara patrón (a 100 cm del punto focal) para los ejes horizontal y vertical.



Figura 4.5: Cámara de ionización STANDARD IMAGING, tipo Farmer, modelo A19, serial SN XAQ103021.

Los resultados de las medidas en porcentaje de la carga colectada en relación con el valor máximo obtenido en los ejes horizontal y vertical se representan frente a la distancia desde el centro en la figura 4.6.

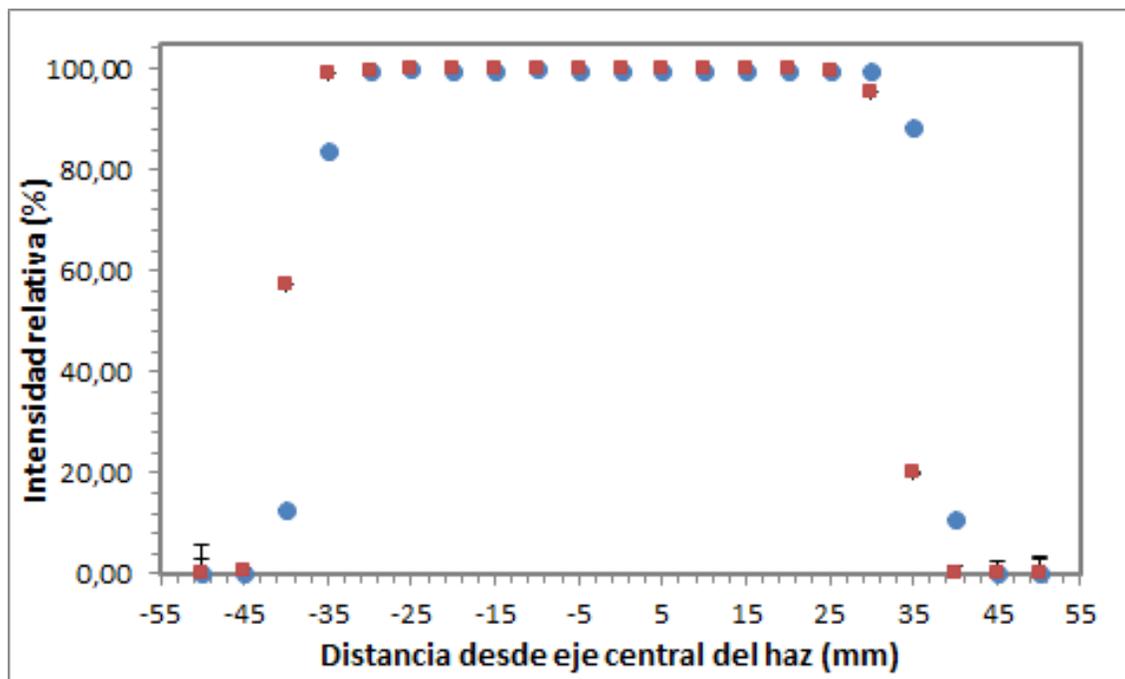


Figura 4.6: Perfil de homogeneidad del campo de radiación a una distancia de 100 cm respecto al foco del haz. El perfil es el porcentaje en relación con el valor máximo en los ejes horizontal y vertical. Los círculos representan el perfil horizontal y los cuadros representan el perfil vertical.

En la gráfica 4.6 se observa que el campo de radiación es homogéneo en un radio de 30mm alrededor del eje central. De manera de poder visualizar el grado de dispersión en

este intervalo se hizo un aumento de escala en la zona homogénea figura 4.7.

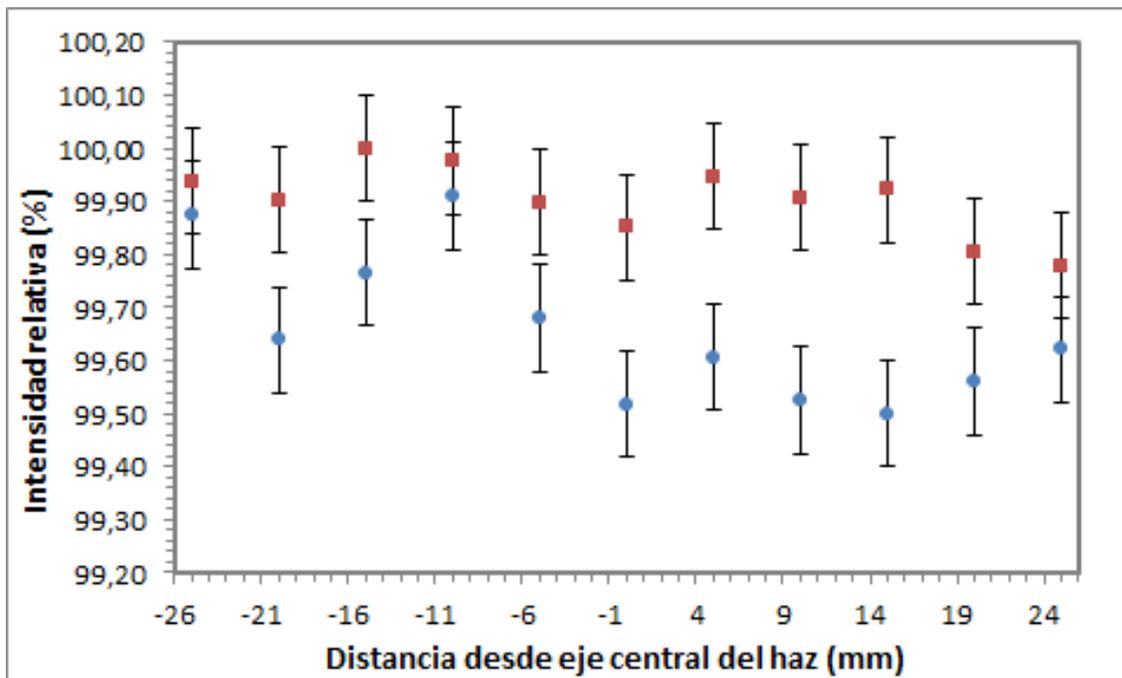


Figura 4.7: Perfil de homogeneidad del campo de radiación en la región de interés de 50 mm de diámetro respecto al eje central. Los círculos representan el perfil horizontal y los cuadros representan el perfil vertical.

Se observa que, dentro de un diámetro de 50 mm, el campo muestra una variación máxima de 0,5%. El protocolo 457 recomienda que el área del detector no debe cubrir más del 80% del área del campo de radiación con una variación máxima del 2%. Dado que el diámetro de la cámara estándar mide 43 mm, entonces el diámetro mínimo para el campo de radiación debe ser de 48 mm. Por lo tanto se tiene que el diámetro determinado de 50 mm con una variación máxima de 0,5% del valor de la carga colectada, está dentro de las condiciones mínimas requeridas por el TRS 457.

#### 4.5.2. Repetibilidad

La repetibilidad de la medida se obtuvo haciendo lecturas sucesivas de la carga colectada por la cámara patrón en las mismas condiciones de medida, es decir, el uso del mismo procedimiento de medición, el mismo observador, el mismo instrumento de medición, las mismas condiciones ambientales y la misma ubicación, con 9 series de 9 medidas repetidas en un corto período de tiempo de 10s para evitar variaciones significativas en la presión y temperatura. El equipo se hizo funcionar para un voltaje acelerador de 30 kV y 10 mA de corriente, los resultados obtenidos se muestran en la tabla 4.7

Cuadro 4.7: Valores de la carga colectada promedio,  $\bar{Q}$ , para cada una de las repeticiones, con sus respectivos valores de desviación estándar,  $\sigma$ , y coeficiente variacional porcentual, CV.

Nº	$\bar{Q}$ (pC/10s)	$\sigma$ (pC/10s)	CV (%)
1	270,667	0,112	0,04
2	270,778	0,120	0,04
3	270,778	0,130	0,04
4	270,678	0,205	0,08
5	270,700	0,166	0,06
6	270,656	0,194	0,07
7	270,644	0,159	0,06
8	270,767	0,122	0,05
9	270,722	0,083	0,03

Como se puede observar en la tabla 4.7 los resultados de la carga colectada en un corto período de tiempo tienen una desviación porcentual que está comprendida entre (0,03 y 0,08) %, obteniendo una variación promedio de 0,05 % lo cual demuestra que el montaje diseñado tiene un alto grado de repetibilidad.

Para estimar la incertidumbre tipo B se supuso una distribución gaussiana alrededor del valor promedio obtenido 0,05 %, luego utilizando la ecuación 3.15 con un coeficiente  $k=2$  se obtuvo una contribución de 0,03 %

### 4.5.3. Reproducibilidad o estabilidad a largo plazo

La reproducibilidad del patrón secundario se obtuvo haciendo mediciones de la actividad aparente, llevada a cabo bajo condiciones un tanto diferentes, al cambiar parámetros como: la ubicación, el día y la hora de la medición que afectan los valores de presión, temperatura y humedad.

Esta prueba de reproducibilidad se hizo con la cámara de ionización de mamografía frente a una fuente de Sr-90 en la sección 4.1, en la cual se obtuvo una incertidumbre tipo A de 0,18 %. La estabilidad a largo plazo de la cámara patrón representa el grado de estabilidad de la respuesta del sistema, mediante un análisis cuidadoso de todas las mediciones obtenidas durante ese período. En este caso se supone una distribución rectangular uniforme para el valor de la estabilidad, obteniendo una contribución de tipo B de 0,10 %.

### 4.5.4. Posicionamientos de la cámara

La contribución de incertidumbre tipo A se hizo tomando varias medidas en igual condiciones para alineaciones sucesivas del estándar secundario (tabla 4.8). Y así de esta manera poder estudiar que tanto puede variar la medida de la tasa de KERMA debido

a diferencias en angulación, distancia longitudinal del foco y distancia transversal del eje central del haz, para ello se tomó un conjunto de 9 series con 9 medidas repetidas. El tubo de rayos X se hizo funcionar a una tensión de 30 kV y una corriente de 10 mA con un tiempo de mediciones de 30 s.

Cuadro 4.8: Valores de la carga colectada promedio,  $\bar{Q}$ , para cada uno de los posicionamiento de la cámara patrón, con sus respectivos valores de desviación estándar,  $\sigma$ , y coeficiente variacional porcentual, CV.

Nº	$\bar{Q}$ (nC/30s)	$\sigma$ (nC/30s)	CV (%)
1	2,914	0,001	0,03
2	2,911	0,001	0,03
3	2,913	0,001	0,02
4	2,913	0,001	0,05
5	2,909	0,001	0,03
6	2,911	0,001	0,03
7	2,918	0,001	0,04
8	2,906	0,001	0,03
9	2,916	0,001	0,04

De los resultados mostrados en la tabla 4.8 se tiene que la contribución de la incertidumbre tipo A debido al posicionamiento de la cámara patrón es de 0,12%. Para este caso, dado que existen varios factores que pueden de alguna manera influir en el posicionamiento de la cámara patrón la distribución de probabilidad no tiene ninguna forma definida, por tanto no se calculó la contribución de la incertidumbre de tipo B.

#### 4.5.5. Calibraciones del estándar secundario por el laboratorio principal

En esta caso se tomó la incertidumbre reportada por el laboratorio principal en el proceso de calibración da la cámara plano-paralela. La incertidumbre expandida reportada en el certificado de calibración es de 1,3% con un factor de cobertura  $k=2$ . Por lo tanto en nuestro caso se tomó como incertidumbre combinada de 0,65% para un factor de cobertura de  $k=1$ .

#### 4.5.6. Presión y temperatura

Ya que en el tiempo de adquisición de los datos con la cámara de ionización patrón no existen grandes fluctuaciones en la presión y la temperatura no se puede calcular la contribución de la incertidumbre tipo A, por ello la incertidumbre se estima mediante la resolución del instrumento utilizado en el laboratorio, asumiendo una distribución rectangular uniforme. En este caso se obtuvo que la contribución de la incertidumbre tipo B es

de 0,3 % para la temperatura y de 0,05 % para la presión.

Por último con el fin de resumir el método para la estimación de la incertidumbre, la tabla 4.9 muestra todas las fuentes de incertidumbres consideradas con su respectiva contribución A y B. La incertidumbre combinada general fue del 0,76 %, y la incertidumbre relativa expandida fue de 1,52 % ( $k=2$ ), que satisface el requisito de la TRS-457 de que la incertidumbre global máxima de las calibraciones en LSCD debe ser de (3,2 % para  $k=2$ ).

Cuadro 4.9: Estimación de la incertidumbre para los valores de referencia de KERMA.

Fuentes de incertidumbre	Tipo A (%)	Tipo B (%)
Coefficiente de calibración $N_k$ del patrón		0,65
Homogeneidad del campo de radiación	0,17	
Repetibilidad	0,05	0,03
Estabilidad a largo plazo	0,18	0,10
Posicionamientos de la cámara	0,12	
Temperatura		0,30
Presión		0,05
Incertidumbre relativa estándar	<b>0,28</b>	<b>0,73</b>
Incertidumbre relativa estándar combinada	<b>0,78 %</b>	
Incertidumbre relativa expandida ( $k=2$ )	<b>1,56 %</b>	



Debido a la condición del LSCD como laboratorio nacional designado para conservar los patrones dosimétricos y proporcionar calibración con adecuada calidad de haces de radiación, así como, dar asesoramiento técnico a los usuarios, hemos implementado un sistema de calibración para haces de mamografía, complementando así el sistema de calibración nacional. De los resultados obtenidos se puede concluir:

- Se desarrollaron varias pruebas de control y validación, en el LSCD, en haces de radiación para uso en estudios en mamografía, obteniendo como resultado que tanto la cámara patrón, así como el sistema implementado, muestran gran estabilidad, garantizando así que el proceso de calibración establecido haya sido satisfactorio y válido para ser implementado como sistema de calibración.
  - Se han establecido las calidades del haz de referencia para mamografía con ánodo de Mo y filtro de Mo propuestos por el protocolo 457 de la IAEA. En consecuencia, el LSCD ya está preparado para llevar a cabo calibraciones y comparaciones de dosimetría para la metrología a los usuarios en mamografía a nivel nacional.
  - Con este sistema de calibración se espera lograr, que los detectores utilizados por los usuarios en diagnóstico mamográfico, cuenten con la fiabilidad y trazabilidad de la medida. Este sistema contribuirá a alcanzar un uso eficiente de la radiación ionizante con el menor riesgo posible para el paciente y el personal ocupacionalmente expuesto.
  - Los resultados de las pruebas de validación, acreditan al LSCD para la calibración de detectores en las calidades RQA-M y RQR-M, apropiadas para los estudios en mamografía. La incertidumbre expandida estimada para las calidades establecidas fue de 1,56 % con un coeficiente de cobertura de  $k=2$ , que satisface el requisito mínimo de 3,2 % con un  $k=2$  establecido en el protocolo TRS-457.
  - Para garantizar un funcionamiento óptimo en el método de calibración es importante medir cada 3 meses el EHR y llevar un control de la tasa de KERMA establecida
-

para evitar posibles variaciones debido al envejecimiento del tubo o variaciones en los componentes del equipo.

---

## APÉNDICE A

En este apéndice se muestran las curvas de atenuación obtenidas para las combinaciones de filtros de Mo y Al mostradas en las tablas 3.1 y 3.2. En la izquierda se muestran las curvas a escala norma y a la derecha se muestra la regresión lineal a escalas semi-logarítmica utilizadas para calcular los valores de EHR necesarios para establecer las calidades de radiación RQR-M y RQA-M.

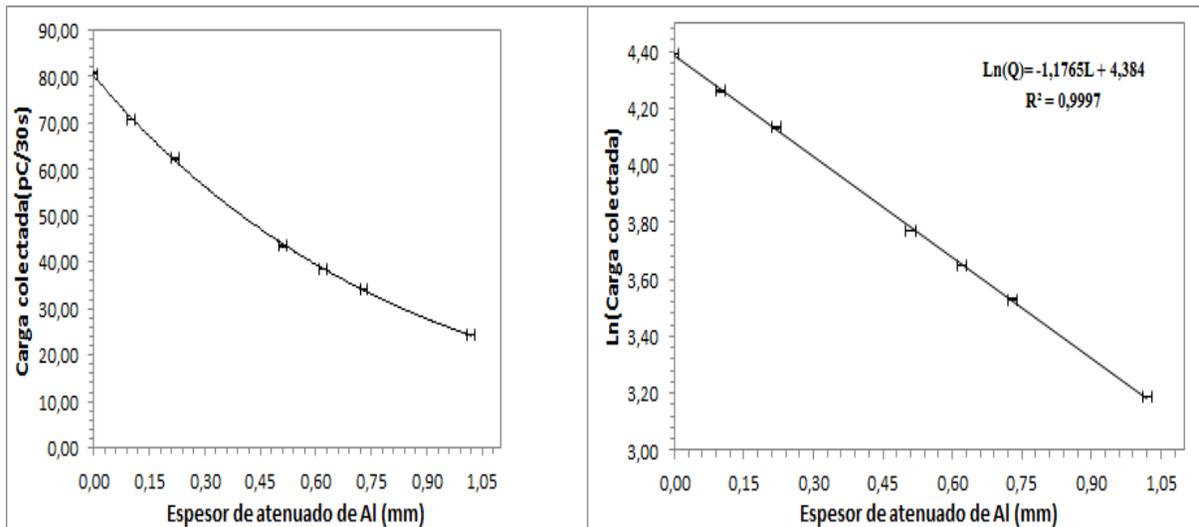


Figura A.1: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M1.

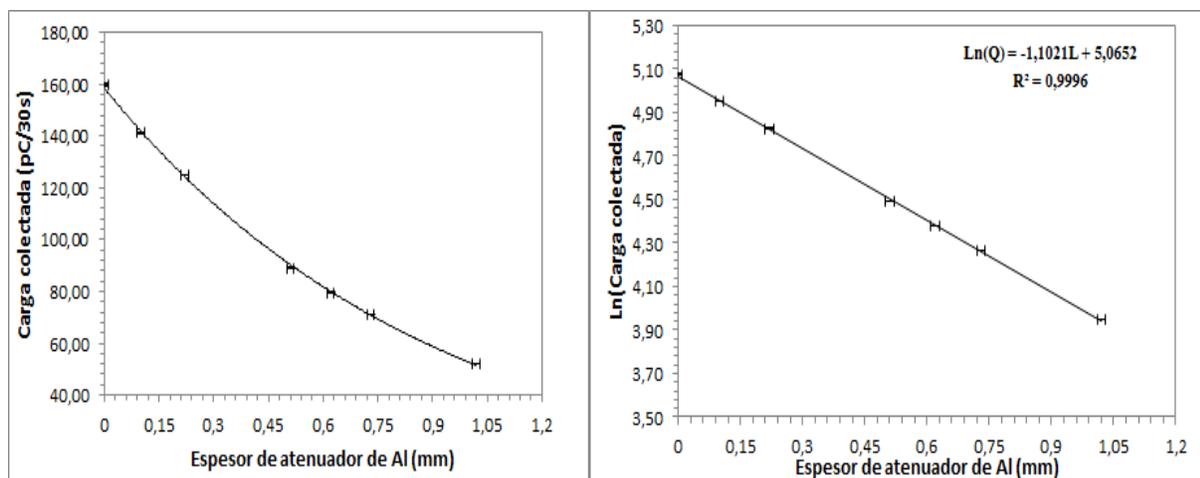


Figura A.2: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M2.

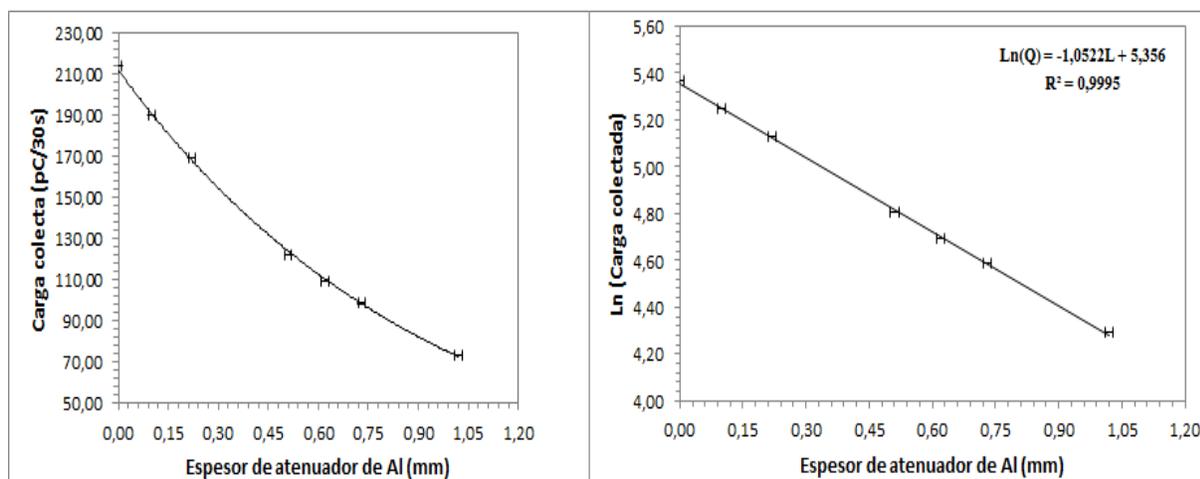


Figura A.3: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M3.

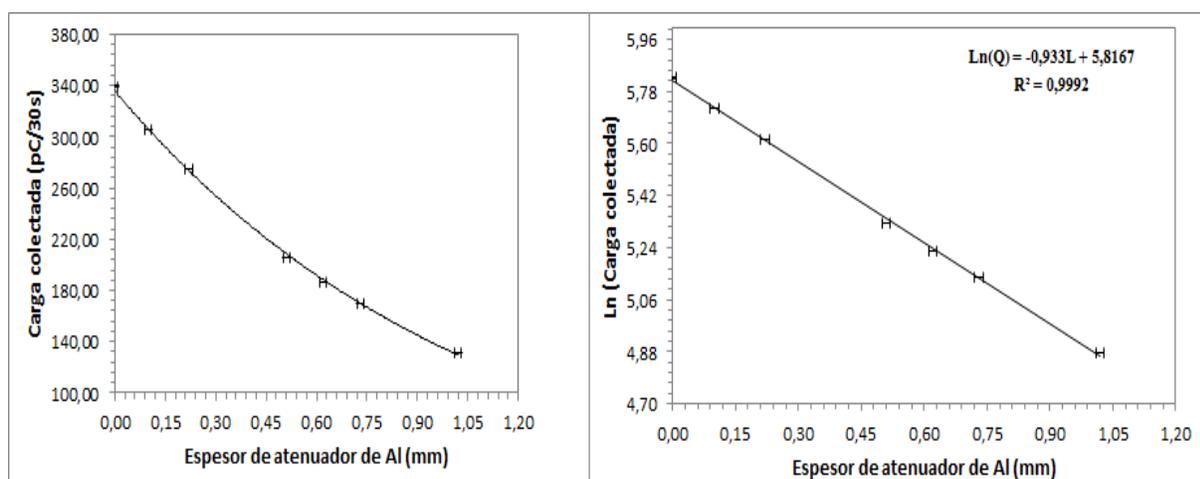


Figura A.4: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M4.

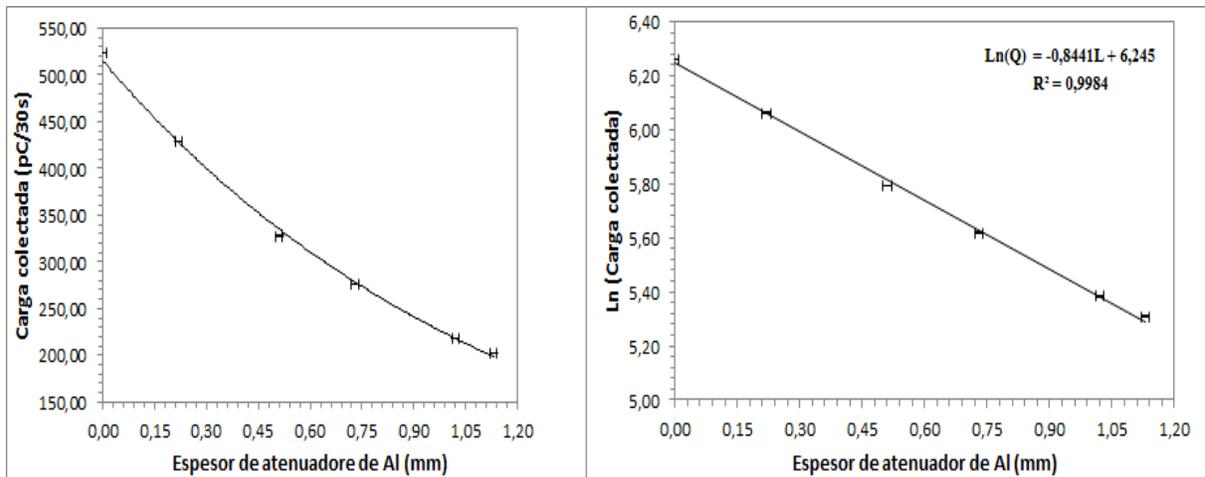


Figura A.5: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M5.

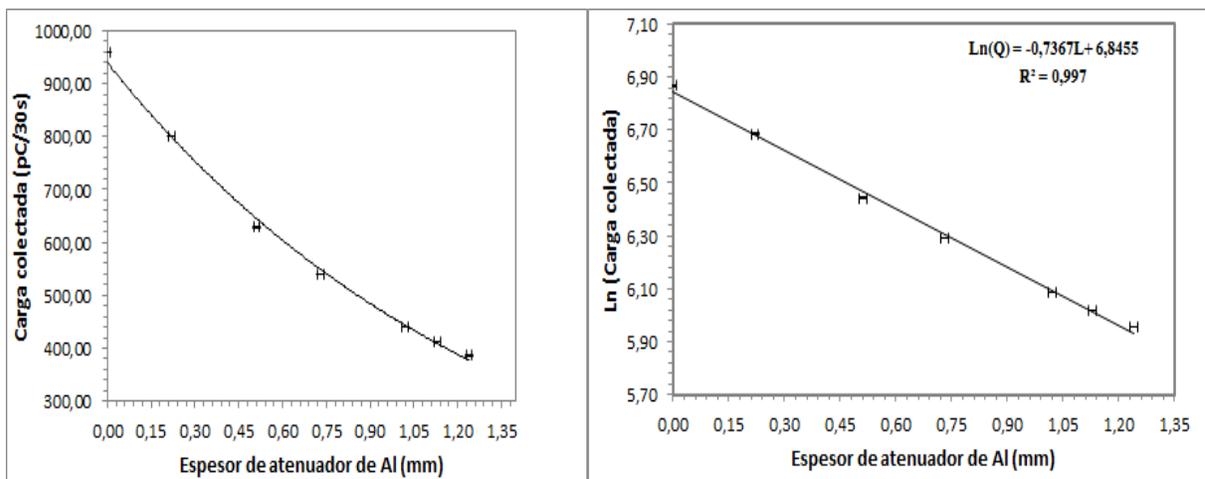


Figura A.6: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQA-M6.

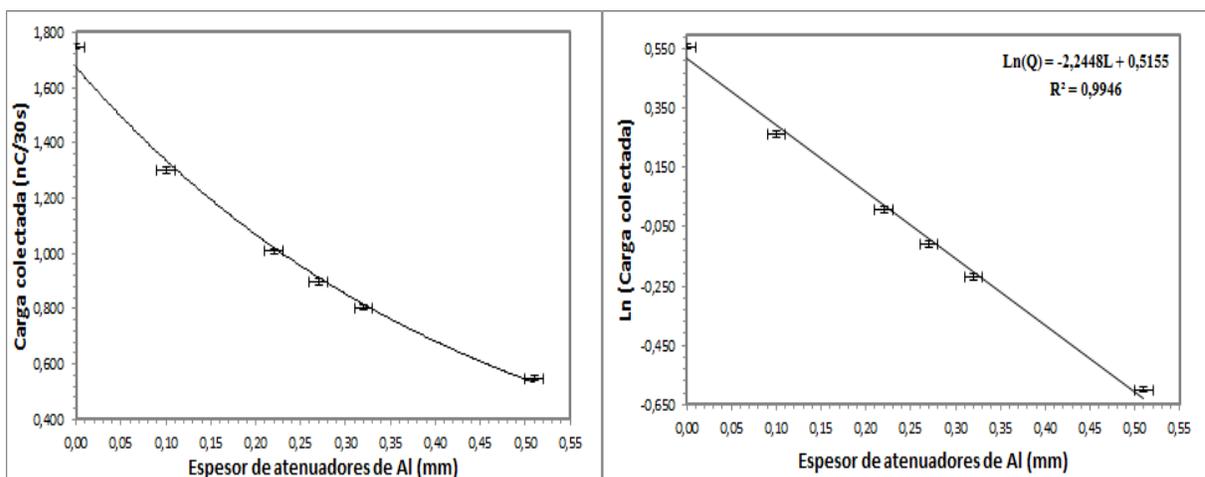


Figura A.7: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M1.

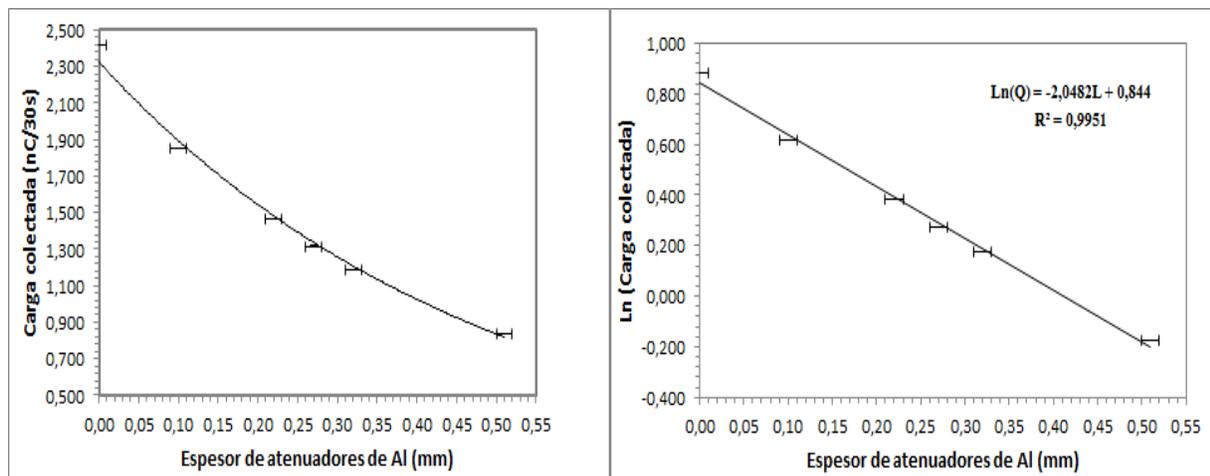


Figura A.8: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M2.

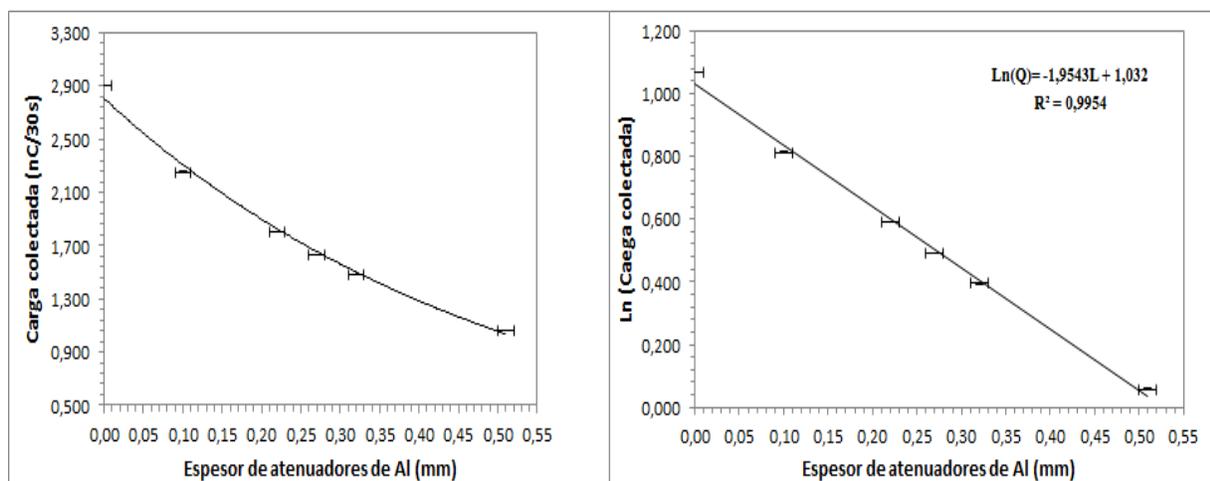


Figura A.9: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M3.

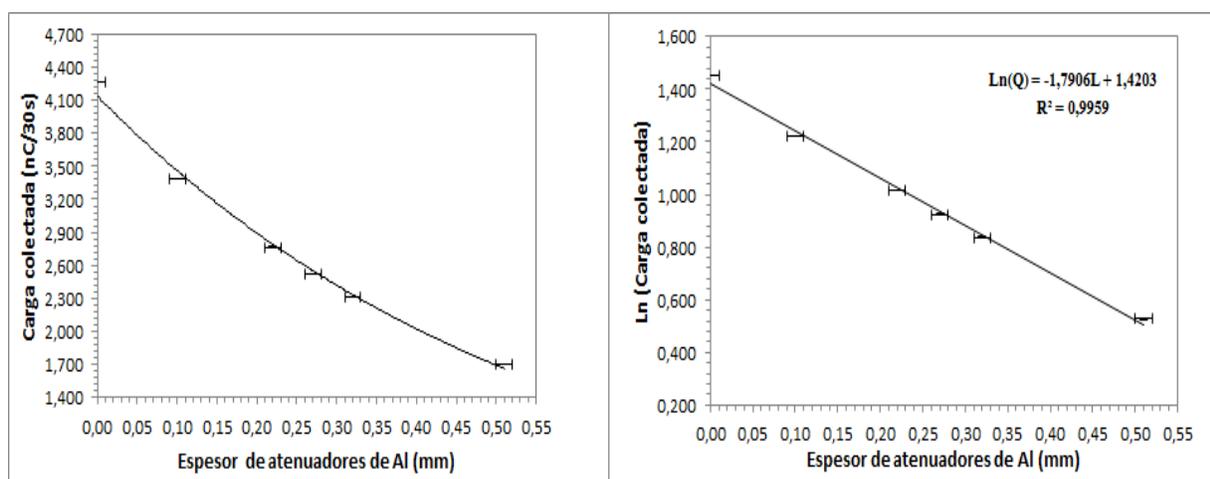


Figura A.10: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M4.

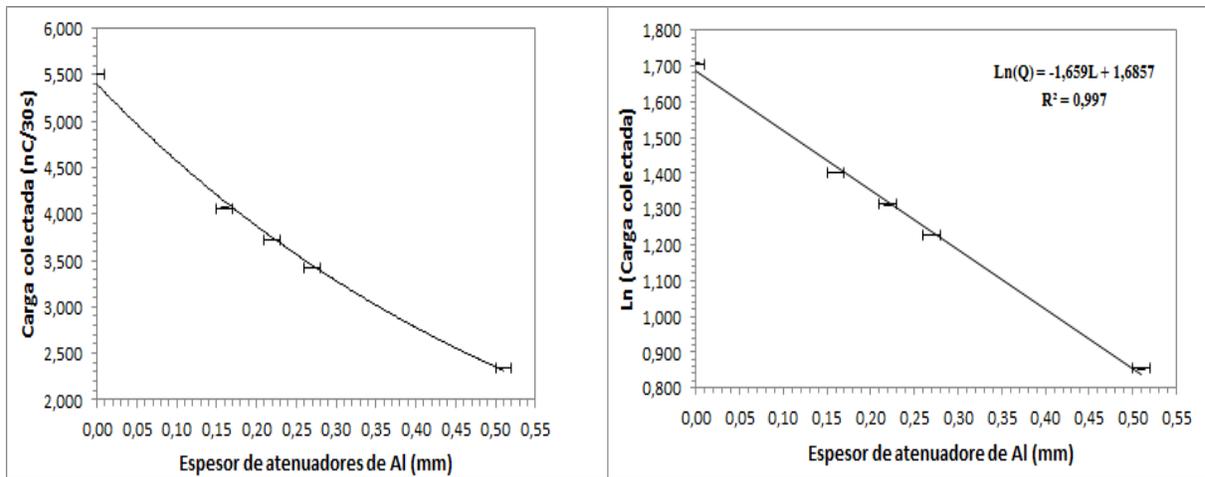


Figura A.11: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M5.

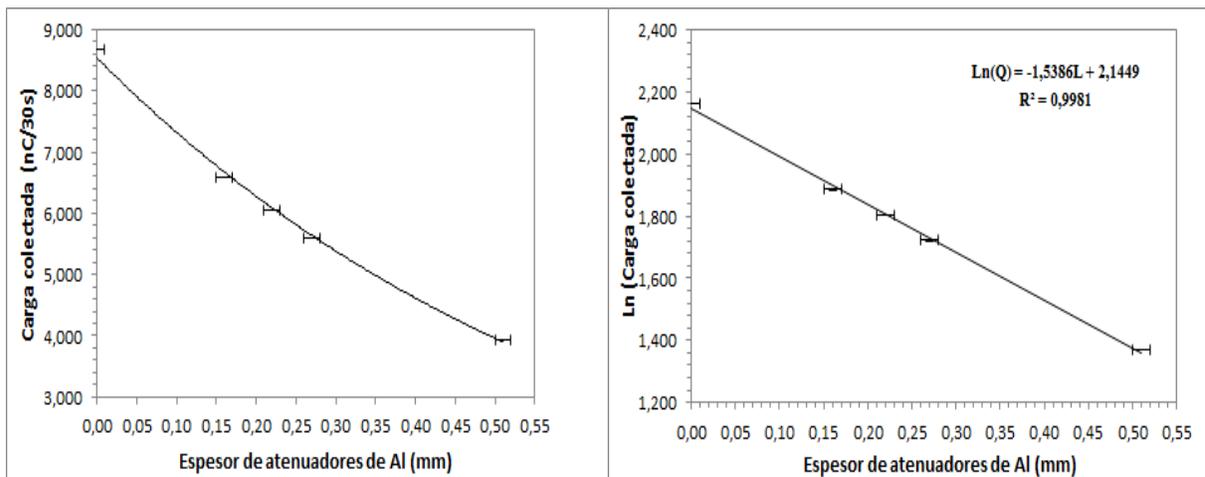


Figura A.12: Curva atenuación a escala norma y semi-logarítmica de la calidad RQR-M6.



## APÉNDICE B

En este apéndice se muestran las dependencias de la tasa de KERMA en función de la corriente aplicada al tubo para cada una de las calidades mostradas en las tablas 3.1 y 3.2.

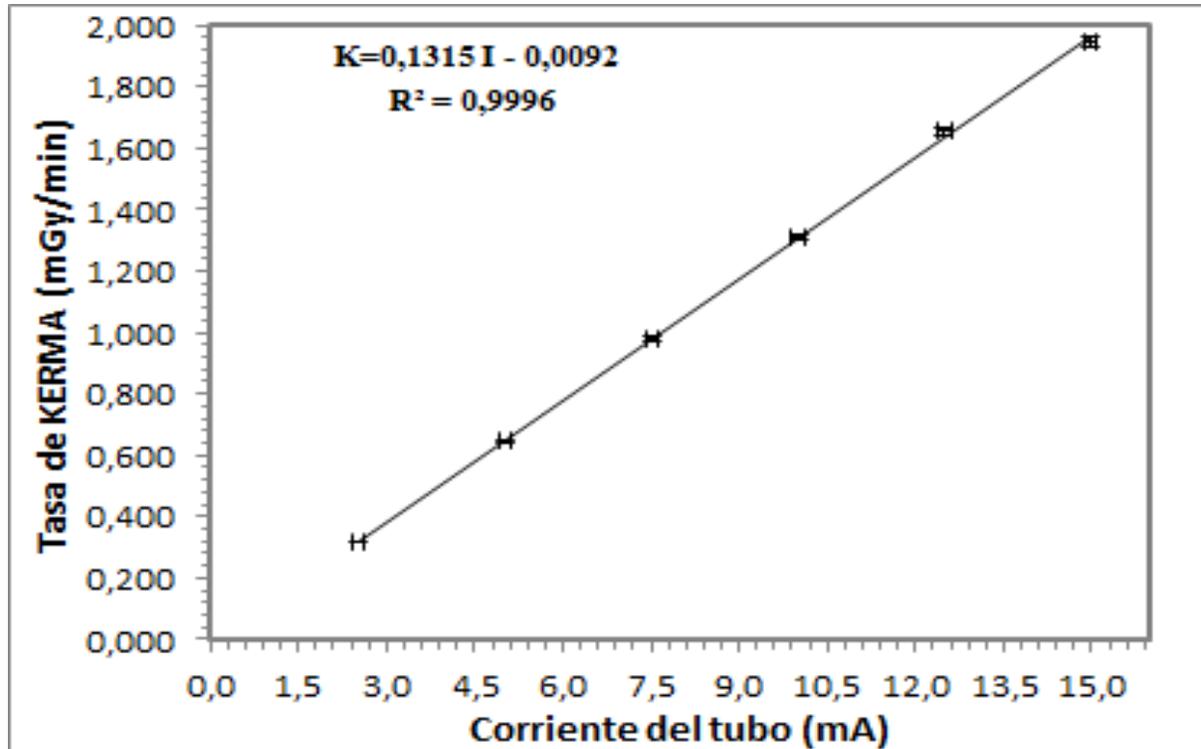


Figura B.1: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M1.

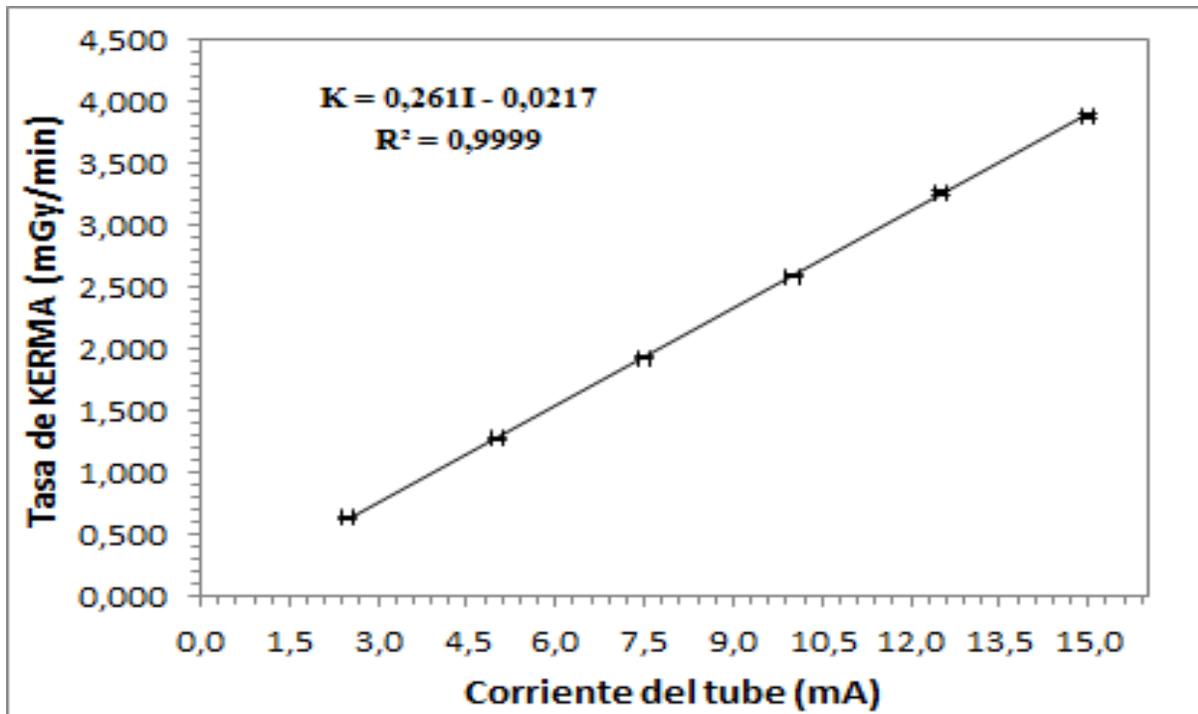


Figura B.2: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M2.

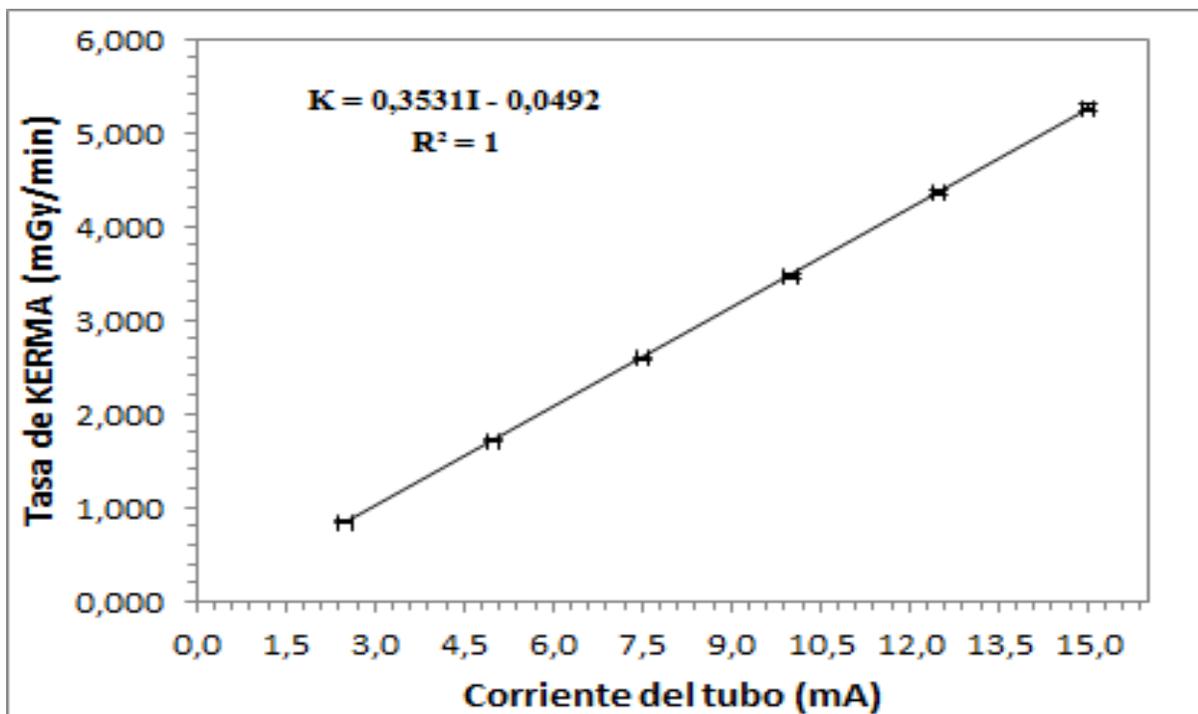


Figura B.3: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M3.

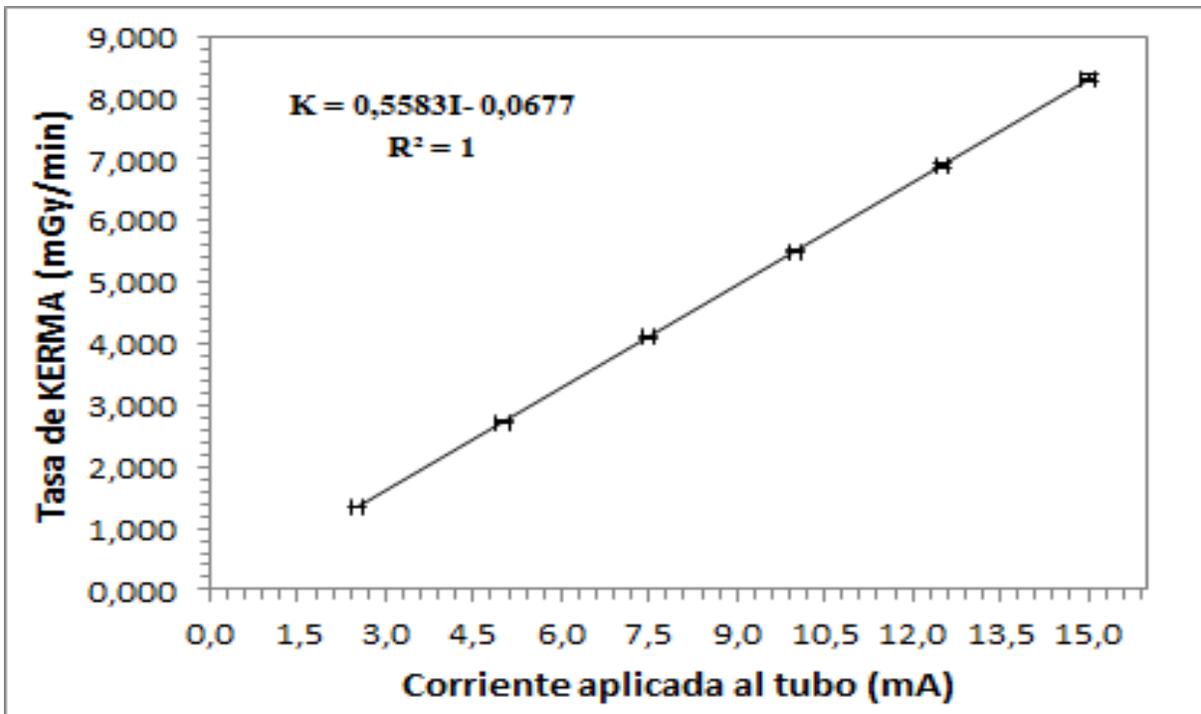


Figura B.4: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M4.

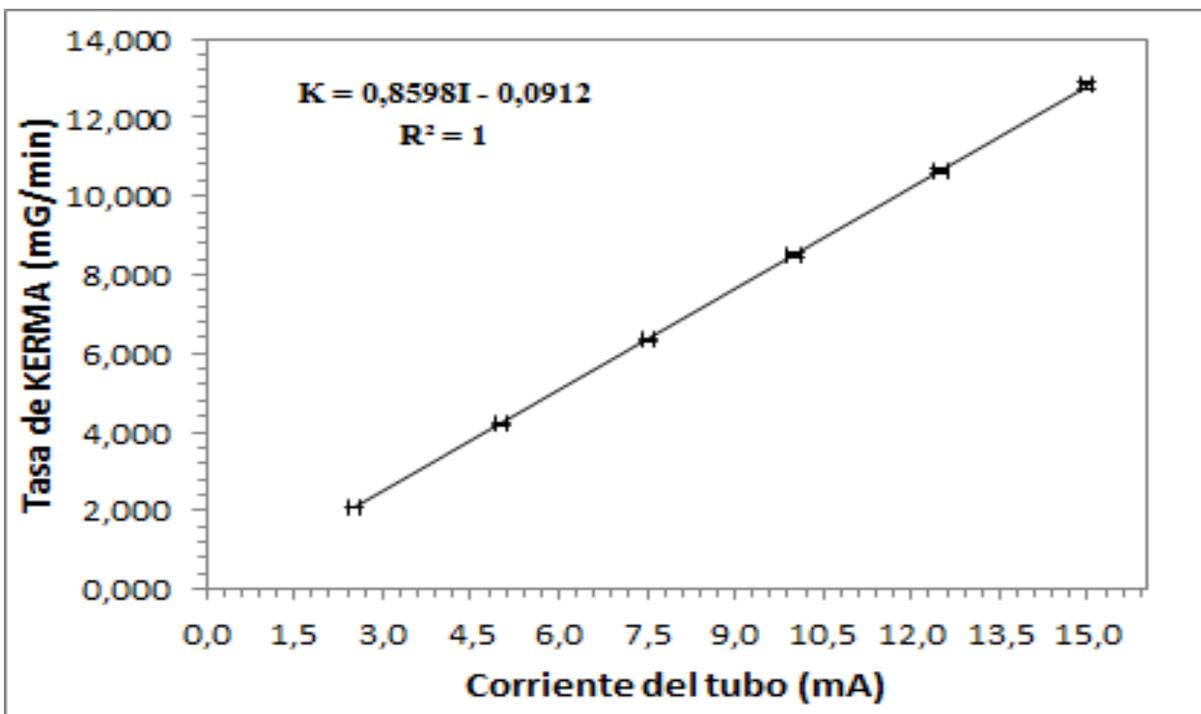


Figura B.5: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M5.

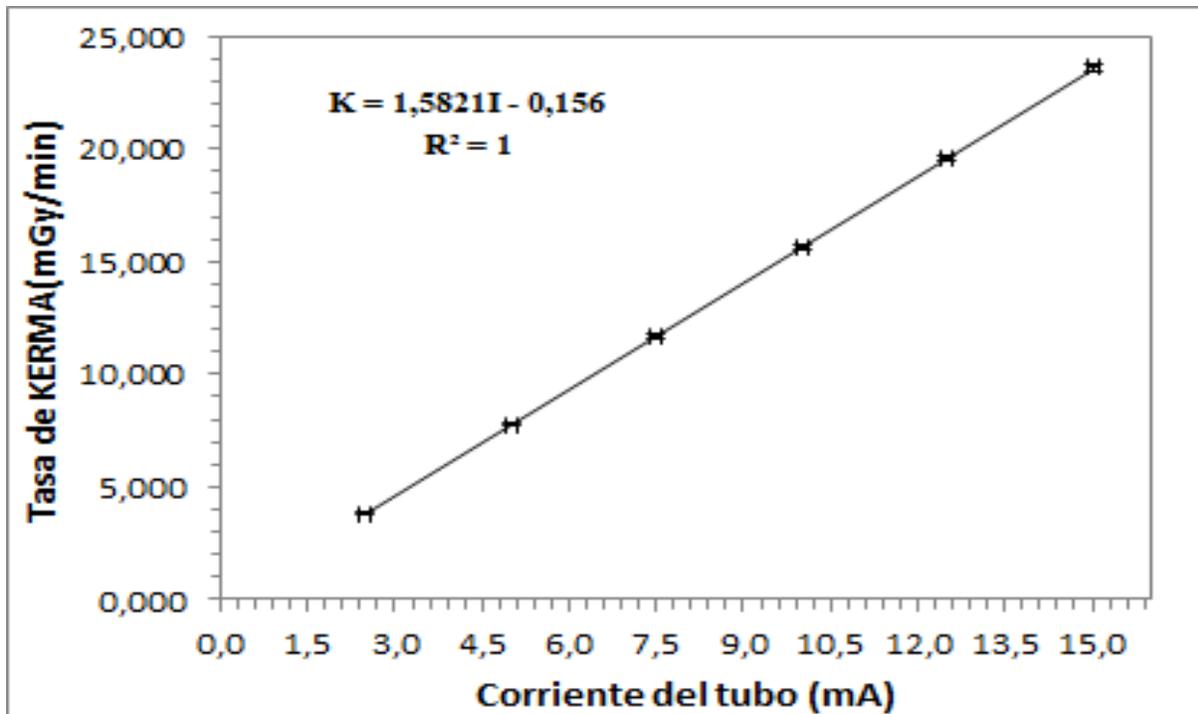


Figura B.6: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQA-M6.

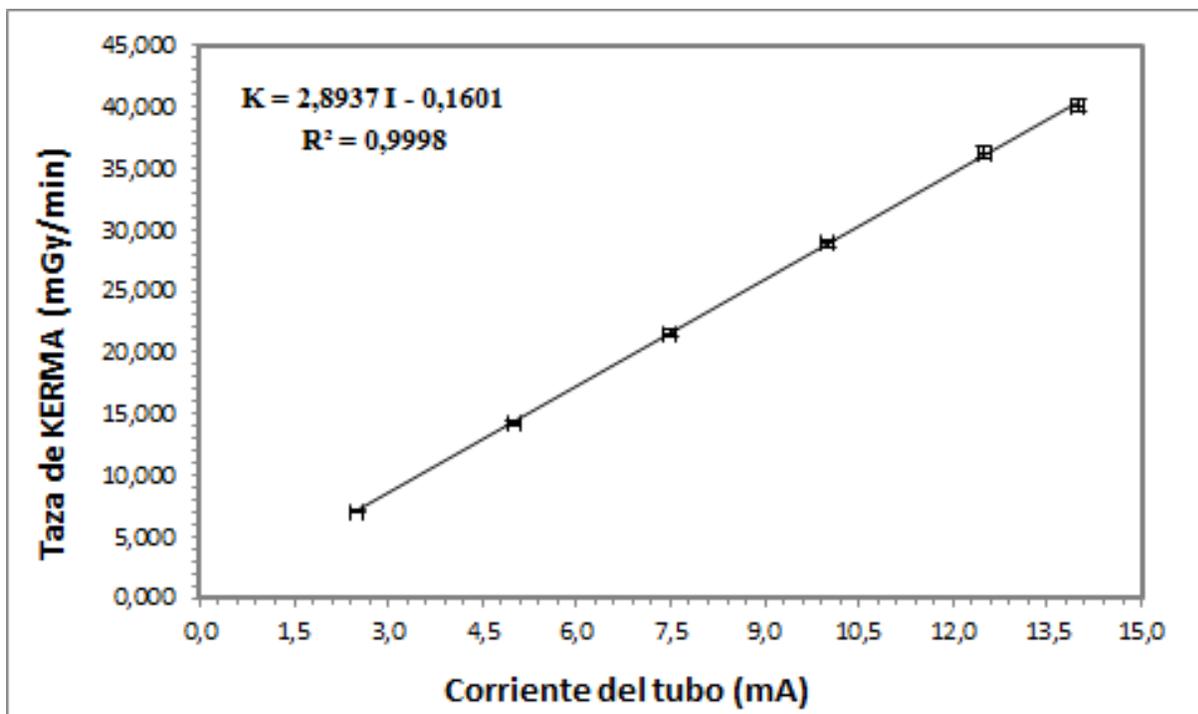


Figura B.7: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M1.

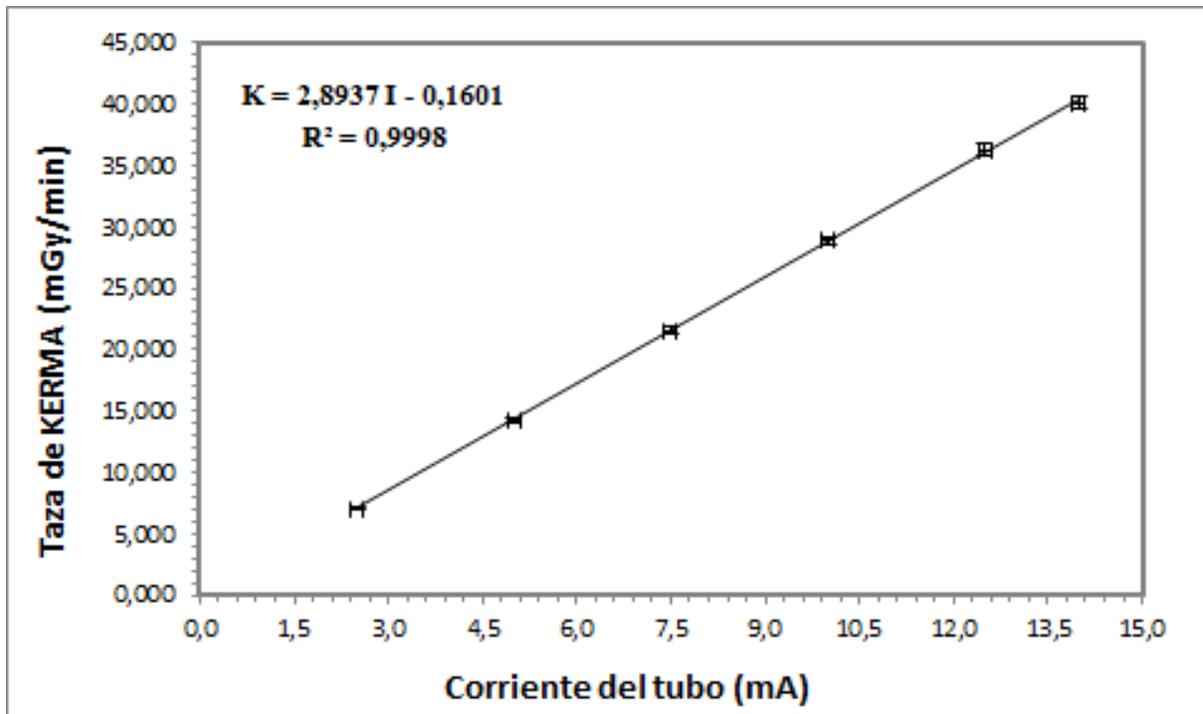


Figura B.8: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M2.

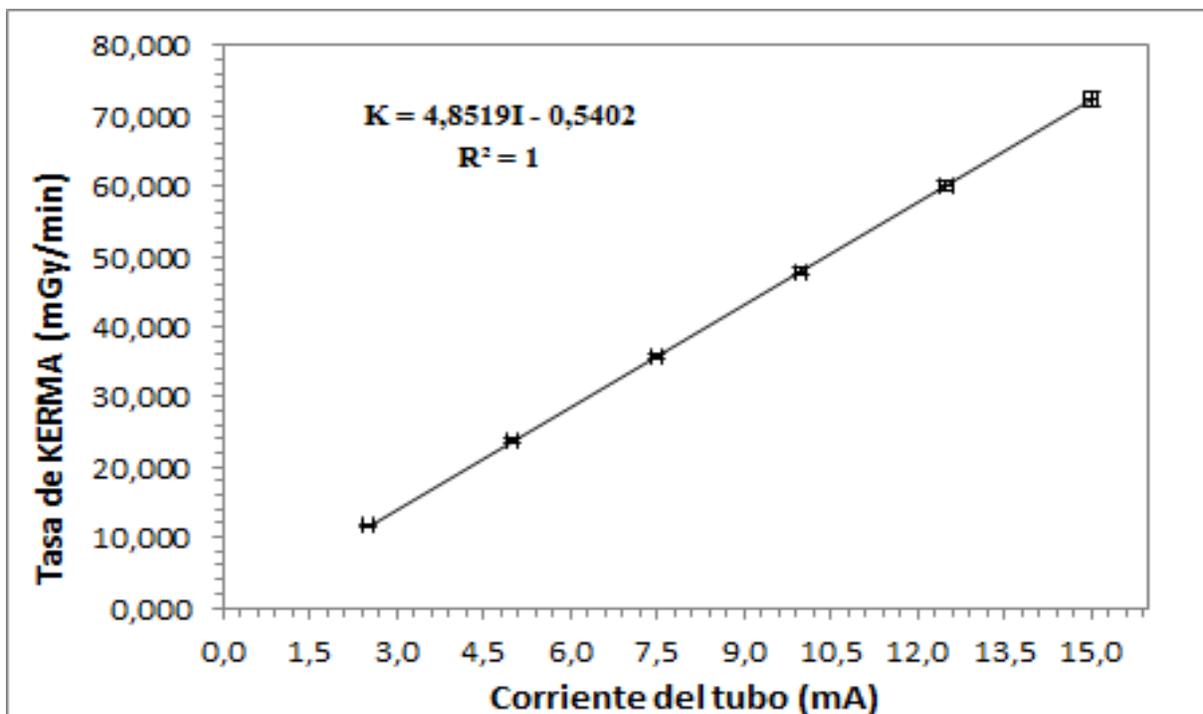


Figura B.9: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M3.

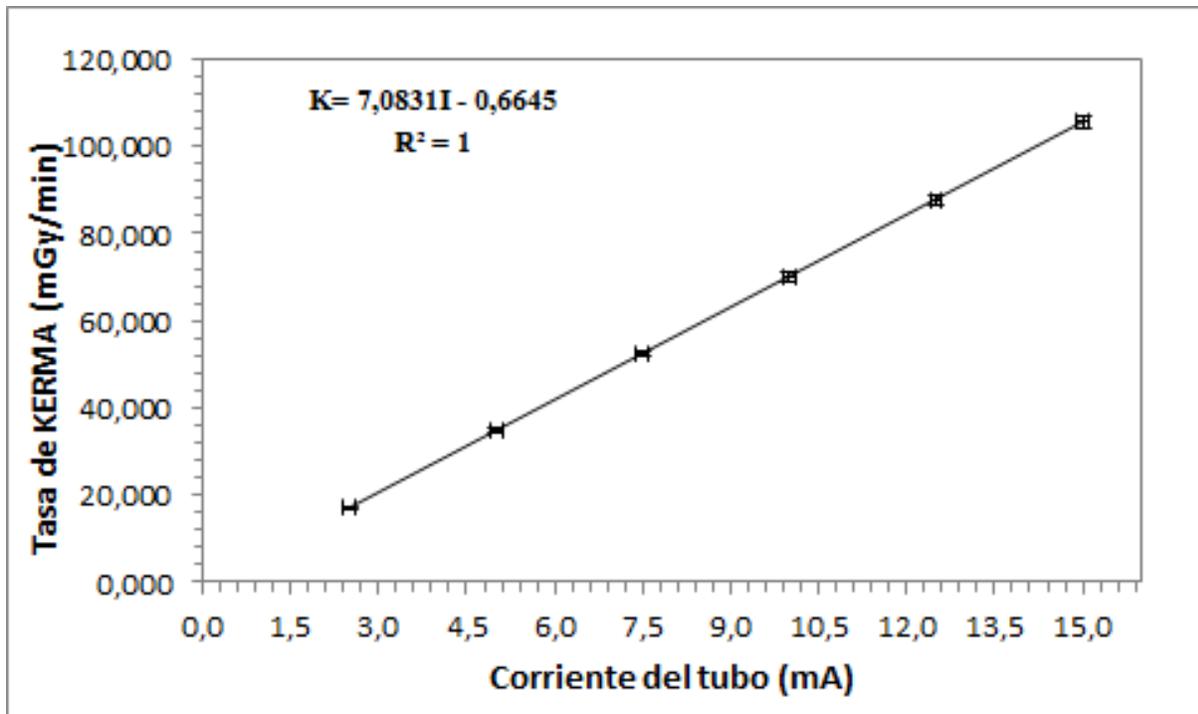


Figura B.10: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M4.

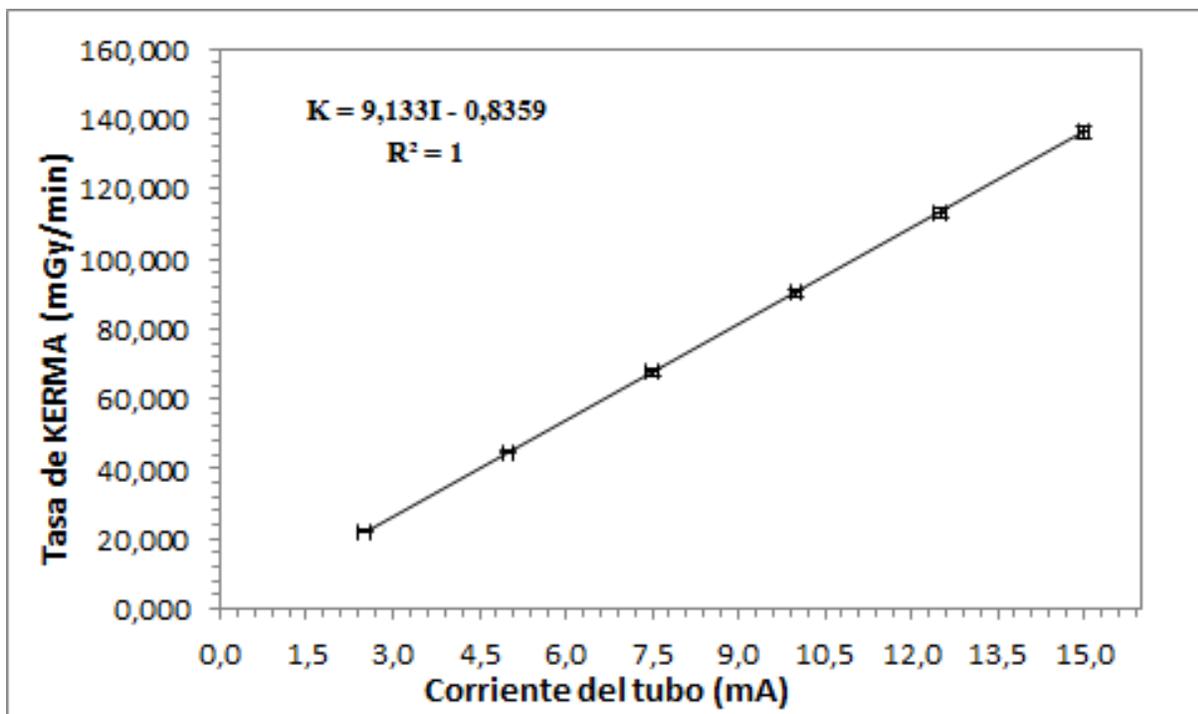


Figura B.11: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M5.

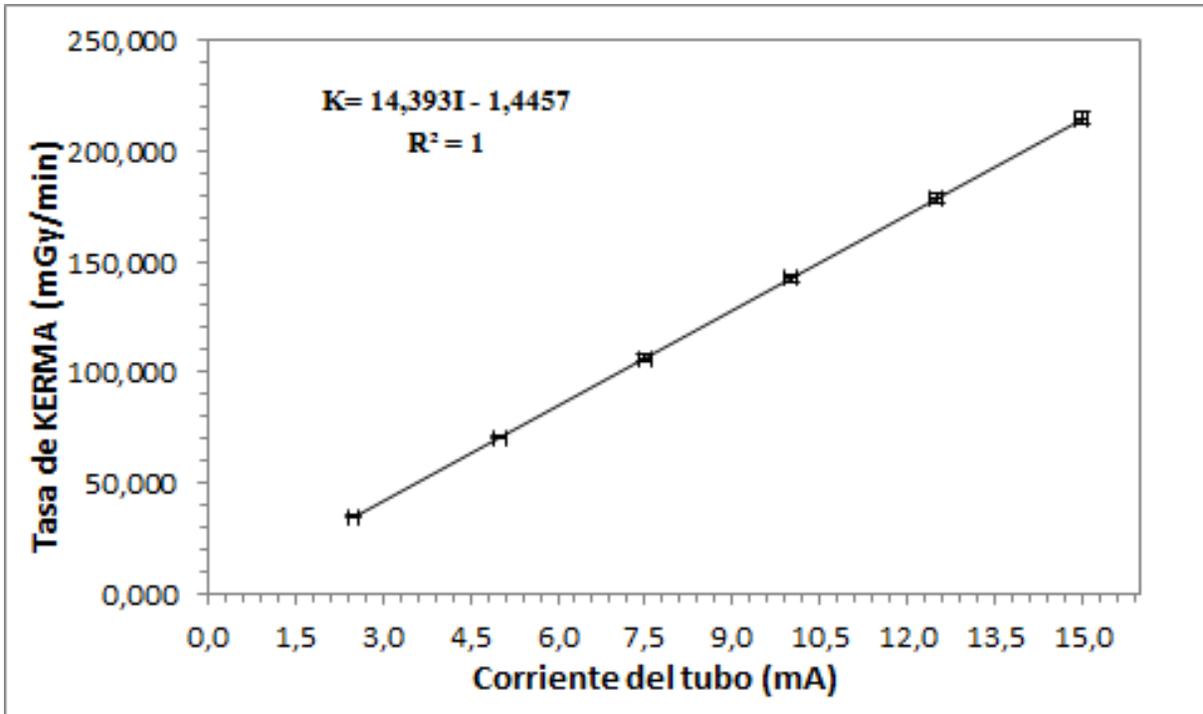


Figura B.12: Dependencia de la tasa de KERMA en función de la corriente para la calidad RQR-M6.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organismo Internacional de Energía Atómica, Vienna (2006). *Control de calidad en mamografía*. IAEA-TECDOC 1517 .
  - [2] International Atomic Energy Agency, Vienna (2009). *Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography*. IAEA HUMAN HEALTH SERIES **2**.
  - [3] International Atomic Energy Agency, Vienna (2002). *Radiological protection for medical exposure to ionizing radiation*. Safety Guide No RS-G-1.5.
  - [4] AAPM. (2001). *AAPM protocol for 40-300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology*. Physics in Medicine and Biology, **28**(6).
  - [5] International Electrotechnical Commission, Geneva (2005). *Medical Diagnostic X-Ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics*. IEC-61267.
  - [6] ISO International Organization for Standardization, Geneva (1999). *General Requirements for the Competence of Testing and Calibration Laboratories*. ISO 17025.
  - [7] International Atomic Energy Agency, Vienna (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Testing Results*. IAEA-TECDOC.
  - [8] Cejudo, J. y Tovar, V. (2013). *Implementación del método producto KERMA en aire-área en la calibración de cámaras KAP con calidades de referencia de rayos X de la serie RQR en el LSCD de México*. Socieda Brasileña de Protección Radiológica.
  - [9] Oliveira, P., Squair, P., Nogueira, M. and Da Silva, T. (2008). *Analysis of X-Ray Beam Parameters Used to Implement Reference Radiations for Calibrating Dosimetric Systems for Diagnostic Radiology*. Development Centre of Nuclear Technology.
  - [10] Costa, A. and Caldas, L. (2003). *A special ionisation chamber for quality control of diagnostic and mammography x ray equipment*. Radiation Protection Dosimetry, **104**(1), 41-45.
-

- [11] Witzani, J., Bjerke, H., Bochud, F., Csete, I., Denoziere, M., Ennow, K., Grindborg, J., Hourdakis, C., Kosunen, A., Kramer, H., Pernicka F. and Sander T. (2004). *Calibration of dosimeters used in mammography with different x ray qualities: euromet project no. 526*. Radiation Protection Dosimetry, **108**(1), 33-45.
- [12] DeWerd, L., Micka, J., Laird, R. and Pearson W. (2002). *The effect of spectra on calibration and measurement with mammographic ionization chambers*. Medical Physics, **29**(11), 2649-2654.
- [13] Dance, D., Skinner, C., Young, K., Beckett, J. y Kotre, C. (2000). *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol*. Physics in Medicine and Biology, **45**, 3225-3240.
- [14] Dance, D., Young, K. y Van Engen, R. (2011). *Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols*. Physics in Medicine and Biology, **56**, 453-471.
- [15] Ay, M., Shahriari, M., Sarkar, S., Adib, M. y Zaidi, H. (2004). *Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C*. Physics in Medicine and Biology, **49**, 4897-4917.
- [16] Verhaegen, F. y Castellano, I. (2002). *Microdosimetric characterisation of 28 kvp Mo/Mo, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh and Mo/Rh mammography X ray spectra*. Radiation Protection Dosimetry, **99**(1-4), 393-396.
- [17] Kharrati, H. y Zarrad, B. (2003). *Computation of beam quality parameters for Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, and W/Al target/filter combinations in mammography*. Physics in Medicine and Biology, **30**(10), 2638-2642.
- [18] Ludolfo, F. y Vega, J. (2011). *Simulación monte carlo del espectro de rayos X en el rango de energías de diagnóstico radiológico, usando MCNP*, Simposio de Estudiantes de Física, Arequipa.
- [19] Carril, S., Chevalier, M., Fernandez, B., Lobato, R., Medina, E., Miquélez, S., Morán, P., Mosquera, J., Pombar, M., Rubio, A. y Ruiz, J. (2000): *Control de Calidad en Mamografía*. Edición 2000, España.
- [20] Urdaneta, N., Vera, A., Peschel, R. y Lynn, W. (2009): *Enfoque Multidisciplinario: Radioterapia Oncológica*. Segunda Edición, Caracas Venezuela.
- [21] Fernández, J., Brosed, A., González, A. y Gracia, A. (2011), *Fundamentos de Física Médica : Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica, **2**, Madrid España.
- [22] Attix, F.H. (2004), *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH, USA.
- [23] International Organization for Standardization, Geneva (1997). *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy*. ISO 4037.
-

- [24] International Atomic Energy Agency, Vienna (2008). *Measurement Uncertainty A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories*. IAEA-TECDOC 1585.
-