

Diseño, caracterización y comisionamiento de un
laboratorio de rayos X de ortovoltaje para investigación
en física aplicada a la medicina

Alumna: Larisa Fischer

Director: Pedro Pérez

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

Licenciatura en Física

Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación

Universidad Nacional de Córdoba

Julio de 2019

Esta obra está bajo una licencia Creative Commons "Reconocimiento
4.0 Internacional".



*A mamá y papá por darme la oportunidad e incentivarme a seguir estudiando,
por que quien soy hoy es en gran parte gracias a ellos.*

A Nico y Susana por el amor y contención en el último tramo.

A Gonzalo, por ser el compañero de estudio que tanto necesitaba.

*A Maxi y Mari, que más que amigos son familia,
por acompañarme y hacer que estos años sean tanto más felices.*

*Al resto de mi familia y amigos que siempre han estado presentes cuando lo necesitaba y
que me han escuchado a lo largo del tiempo. En especial a Edu y a Lu que a pesar de las
distancias estuvieron cerca y a mi abuelo y tío que me hicieron sentir más en casa.*

Resumen

Se diseñó un búnker para una fuente de rayos X de ortovoltaje conforme objetivos de blindaje dispuestos por el Ministerio de Salud de la República Argentina. Se contemplaron los requisitos de radioprotección para la fuente PXS EVO 225D/1200 cuya potencia máxima permitida es de 1200 W, con rangos de corriente y voltaje de 0,5 a 10,0 mA y 25 a 225 kV, respectivamente.

El diseño de las paredes del búnker se realizó mediante simulaciones Monte Carlo utilizando el paquete de simulación multi-propósito FLUKA y se verificó de manera experimental. Se realizó el correspondiente comisionamiento del laboratorio construido y se obtuvieron valores de radiación fuera del búnker indistinguibles respecto de la radiación ambiental.

Finalmente, se caracterizó el haz de la fuente realizando mediciones del espectro para distintas configuraciones y se estimó la dosis para geometrías de interés. Los resultados obtenidos concuerdan con lo esperado en una fuente de radiación de estas características.

Abstract

The design of an experimental facility bunker, for a source of orthovoltage X-rays, was carried out in accordance to the guidelines of the Ministerio de Salud de la República Argentina. Radioprotection requirements were considered for the PXS EVO 225D/1200 whose maximum allowed power is 1200 W with current and voltage ranges from 0.5 to 10.0 mA and 25 to 225 kV, respectively.

The design of the bunker walls and radioprotection barriers was carried out by Monte Carlo simulations using the FLUKA multi-purpose simulation package and was verified experimentally. The corresponding commissioning of the built laboratory was carried out and obtained radiation values outside the bunker were indistinguishable from the environmental radiation.

Finally, the X-ray source beam was characterized by measuring the spectrum for different source configurations and dose estimations were made for geometries of interest. The obtained results are in accordance with the radiation source characteristics.

Índice general

1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
2.1. Conceptos básicos	3
2.1.1. Rayos X	3
2.1.2. Tipos de interacción del fotón con la materia	4
2.1.3. Dosimetría de radiación	5
2.2. Detectores de radiación ionizante	7
2.3. Radioprotección	8
2.4. Método Monte Carlo	10
3. Materiales y Métodos	13
3.1. Fuente y detectores	13
3.1.1. Fuente de rayos X	13
3.1.2. Contador Geiger	15
3.1.3. Detector semiconductor	15
3.1.4. Cámara de ionización	16
3.2. Diseño de la facilidad	17
3.2.1. Simulaciones Monte Carlo: FLUKA	17
3.2.2. Verificación experimental del diseño	19
3.3. Caracterización del espectro de radiación	21
3.3.1. Montaje experimental	21
3.3.2. Procesamiento del espectro	23
3.4. Dosimetría para irradiación de muestras	26
4. Resultados y discusión	29
4.1. Verificación del rendimiento de la fuente	29
4.2. Radioprotección	33
4.3. Caracterización del espectro	35

4.4. Dosimetría para irradiación de muestras	37
5. Conclusiones	39
Bibliografía	40
A. Configuraciones para la adquisición de espectros	43
A.1. Distancia fuente-detector de 100 cm	43
A.2. Distancia fuente-detector de 220 cm	45
B. Mediciones de dosis y tasas de dosis	47
B.1. Dosímetros tipo estrato	47
B.2. Dosímetros tipo cubeta	50

Capítulo 1

Introducción

El descubrimiento de los rayos X fue realizado a fines del siglo XIX por W. Röntgen generando gran impacto en la sociedad. Esto se debe en gran parte a que en menos de un año se implementaron en la medicina como herramienta de diagnóstico por medio de la generación de imágenes radiográficas[1].

Parte de la importancia del estudio de las radiaciones ionizantes, incluidos los rayos X, es su impacto en los sistemas biológicos. Estos son particularmente susceptibles ya que dichas radiaciones tienen la capacidad de romper enlaces moleculares, alterando el ADN celular y generando en casos extremos la muerte de las mismas. Debido a los efectos nocivos que puede tener la exposición a la radiación ionizante en el cuerpo humano, es fundamental poder verificar la radioprotección de los espacios adyacentes a las fuentes de radiación[1].

Para realizar comparaciones entre experimentos o aplicaciones y simulaciones, ya sea en el ámbito clínico o académico, es importante caracterizar el haz de fotones empleado. Conocer esta información permite predecir resultados y corroborar el correcto funcionamiento de los equipos [1].

La Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación (FAMAF) cuenta con un Laboratorio de Física Aplicada a la Medicina (LaFAM) destinado a la realización de ensayos no destructivos de diferentes muestras, por medio de imágenes 2D y 3D, utilizando una fuente de rayos X PXS EVO 225D/1200 de rango variable en kilovoltaje y corriente de 25-225 kV y 0,5-10,0 mA, respectivamente.

El objetivo de este Trabajo Especial de Licenciatura es el diseño del búnker conforme objetivos de blindaje estándar, su correspondiente verificación y comisionamiento posterior. Lo cual genera las bases necesarias para contar en un futuro con el montaje de una línea de microtomografía en la facilidad.

En una primera etapa se realiza el diseño de las instalaciones, con posterior verificación de los requerimientos de radioprotección por medio de métodos computacionales y expe-

rimentales. Para lo cual se utiliza el paquete de simulación Monte Carlo (MC) FLUKA y un contador Geiger GK-plus permitiendo verificar la seguridad trabajadores y operarios del laboratorio como así también, la de miembros ajenos a él que se encuentren en el mismo edificio o sus cercanías.

Las pruebas de calibración del equipo tienen como objetivo corroborar la homogeneidad del campo y su uniformidad para posteriormente, con un espectrómetro AMPTEK XR-100 CdTe, realizar la caracterización del espectro del haz de rayos X. Para ello se deben tener en cuenta distintas configuraciones con variaciones en la distancia fuente-detector, voltaje y amperaje.

Por último se estiman valores de dosis para distintas geometrías de utilidad en LaFAM por medio de una cámara de ionización PTW 30013. Lo cual permite realizar a futuro experimentos de precisión utilizando los recursos disponibles en el laboratorio.

La creación del nuevo laboratorio permite vincular la facultad con el sector productivo como así también continuar con la investigación aplicada al área médica. Para lograr este proyecto la gestión de la FAMAf proveyó del espacio físico para la construcción del laboratorio, y realizó el acondicionamiento del mismo en términos edilicios para la construcción de una sala blindada. La adquisición del generador de rayos X se realizó por medio de un subsidio del Sistema Nacional de Rayos X y aportes de contraparte del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) ¹. El resto de los elementos necesarios para el laboratorio se obtuvieron mediante fondos de la Secretaría de Ciencia y Tecnología (SeCyT)² y un subsidio Proyectos de Investigación Orientada(PIO) en conjunto con CONICET y con aportes de la Fundación Yacimientos Petrolíferos Fiscales (YPF)³ para el diseño y compra de instrumentación suplementaria.

¹Proyecto de adquisición de un generador de rayos X de alto voltaje para aplicaciones en el campo de la Física Aplicada a la Medicina y ensayos de microtomografía para muestras de volúmenes superiores a 1000 cm³. RXAC8. Resolución 080/14, Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva.

²Adaptación de la línea de rayos X de Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes de Rayos X (LIIFAMIRx) para prestación de servicios en microtomografía y dosimetría 3D. Proyecto CONSOLIDAR 2018-2021 33620180100366CB. SeCyT, UNC.

³Desarrollo de modelos, herramientas computacionales y equipamiento específico para técnicas de microtomografía de alta resolución para estudios de porosidad y transporte de fluidos en medios porosos y rocas de yacimiento. PIO CONICET-YPF 13320150100039CO.

Capítulo 2

Marco teórico

En el presente capítulo se exponen brevemente las bases teóricas necesarias para la comprensión y el análisis de los procedimientos experimentales utilizados. En la primera sección se encuentra una introducción a la física de la radiación enfocada en los rayos X con energías en el rango de interés del trabajo. Posteriormente, se describen los elementos para su detección y finalmente se detallan conceptos básicos de radioprotección y el método MC.

2.1. Conceptos básicos

2.1.1. Rayos X

Los rayos X pueden definirse como radiación electromagnética de longitud de onda λ entre 0,01 y 10 nm. Desde un punto de vista corpuscular, este tipo de radiación también puede manifestarse como un flujo de fotones. Cuando su energía se encuentra entre los 100 y los 500 keV se los denomina rayos X de ortovoltaje. En cambio, a energías menores se definen como rayos X superficiales y a energías mayores como rayos X de megavoltaje. Al analizar un espectro, los rayos X pueden ser discriminados según su origen: característicos y de Bremsstrahlung.

La radiación de Bremsstrahlung o de frenado es producida por la desaceleración de una partícula cargada, como electrones en los tubos de rayos X convencionales, al interactuar con el núcleo de un átomo por medio de interacciones inelásticas de Coulomb. Por principio de conservación de la energía, al desacelerarse una partícula cargada, ésta pierde energía cinética que es convertida en radiación liberando un fotón. El espectro de Bremsstrahlung es entonces continuo, y proporcional a la energía de las partículas desaceleradas.

Por su parte, los rayos X característicos, son aquellos producidos por fluorescencia. En este caso, un átomo excitado posee una vacancia en una capa interna que es ocupada por un electrón de una capa superior. Durante la transición, el electrón pierde energía emitiendo

do un fotón. La energía de este último, se corresponde directamente con la diferencia de energías entre las capas, y es una propiedad intrínseca del átomo. Así, estos fotones serán “característicos” del material y producirán un espectro discreto.

Los rayos X superficiales y de ortovoltaje pueden ser generados utilizando un tubo de rayos X. En particular, el tubo de Coolidge es el más utilizado en la actualidad. Éste, también conocido como tubo de cátodo caliente, posee un filamento de material de alto punto de fusión que permite, por medio de corriente eléctrica, alcanzar altas temperaturas para poder emitir electrones de manera termoiónica.

Esta fuente de rayos X opera en “vacío” a una presión de aproximadamente 10^{-4} Pa, lo que permite prevenir colisiones entre electrones y las moléculas de aire. Por otra parte, debido a la diferencia de potencial aplicada entre filamento (cátodo) y blanco (ánodo), los electrones son acelerados hasta impactar en el ánodo generando rayos X. Con el objetivo de maximizar la producción de radiación el material del ánodo debe ser de alto número atómico (Z) ya que su eficiencia es proporcional al número de centros dispersores. Asimismo, como se mencionó anteriormente, resulta determinante que el material no cambie sus propiedades a altas temperaturas, ya que más del 98 % de la energía cinética de los electrones es disipada en forma de calor.[1]

La relación corriente-voltaje en la producción de rayos X en este tipo de tubos, permite variar el flujo y el rango energético del espectro producido. Un aumento del voltaje produce un aumento en la energía máxima de los rayos X de Bremsstrahlung y posibilita la producción de rayos X característicos a mayores energías; mientras que un aumento de la corriente incrementa el flujo de electrones que impactarán en el ánodo y, con esto, el de la cantidad total de fotones producidos.

2.1.2. Tipos de interacción del fotón con la materia

Existen distintos procesos de interacción de la radiación con la materia, los cuales dependen principalmente de la partícula involucrada, su energía cinética y polarización, como así también del medio material con el que interactúa [1]. En el caso de los rayos X, los procesos de interacción más relevantes se pueden clasificar en función de la conservación del fotón. Si éste es absorbido se puede observar el efecto fotoeléctrico o la producción de pares, de lo contrario interactúa mediante efecto Compton o dispersión Rayleigh.

La dispersión Rayleigh tiene lugar cuando un fotón interactúa de manera elástica con los electrones orbitales del medio, es decir, no se produce transferencia de energía. En cambio, en la dispersión Compton se transmite parcialmente la energía a los electrones libres del material, generando una atenuación en la intensidad del haz incidente.

El fotón puede interactuar con un electrón ligado cediéndole toda su energía, dando lugar

al efecto fotoeléctrico. Parte de la energía es utilizada para liberar al electrón del átomo mientras el resto es transformada en energía cinética. La vacancia generada por este proceso ocasiona una inestabilidad en el átomo que puede dar lugar al proceso de emisión fluorescente. En el caso de la producción de pares, el fotón interactúa con el núcleo atómico transformándose en un par electrón-positrón, fenómeno posible a energías mayores a 1,022 MeV (masa en reposo de ambas partículas).

Las probabilidades de los distintos tipos de interacción se encuentran asociadas a la energía de los rayos X y al material con el que interactúan, sin embargo los efectos predominantes en distintos rangos de energías son los análogos: para bajas energías el efecto fotoeléctrico, para energías cercanas a 1 MeV el efecto Compton y para altas energías la creación de pares.

2.1.3. Dosimetría de radiación

La dosimetría de radiaciones permite establecer una base para el estudio cuantitativo y cualitativo de los procesos de interacción de la radiación con la materia. Por medio de las cantidades dosimétricas [2] se puede describir el haz de radiación ionizante y la cantidad de energía que éste deposita en un medio en función de coeficientes asociados a la interacción.

El haz se puede describir en términos del número de partículas (N) y su energía (E). Para esto se define la fluencia de fotones φ y la fluencia de energía Ψ y sus correspondientes tasas $\dot{\varphi}$ y $\dot{\Psi}$ por medio de las siguientes ecuaciones.

$$\varphi = \frac{dN}{dA} \quad \Rightarrow \quad \dot{\varphi} = \frac{d\varphi}{dt} \quad (2.1)$$

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad \Rightarrow \quad \dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.2)$$

donde dN es la cantidad de fotones que ingresan en una esfera imaginaria de sección transversal dA y dE define la cantidad de energía que ingresa en ella. Los parámetros de la ecuación 2.1 se expresan en unidades de cm^2 y $\text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$, respectivamente; mientras que los asociados a la ecuación 2.2 se expresan en unidades de $\text{MeV} \cdot \text{cm}^2$ y $\text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$, respectivamente.

Mientras que las distintas formas de interacción con la materia se pueden asociar con coeficientes de atenuación o secciones eficaces σ que caracterizan la deposición de energía en el medio. Estas últimas refieren a unidades de área relativas a la probabilidad de ocurrencia de los eventos de interacción.

La cantidad dosimétrica más importante es la dosis absorbida $D_{T,R}$, ya que permite describir la energía depositada en un volumen dado por unidad de masa. Ésta se encuentra definida en la ecuación 2.3 junto con la definición de tasa de dosis absorbida $\dot{D}_{T,R}$.

$$D_{T,R} = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad \Rightarrow \quad \dot{D}_{T,R} = \frac{dD_{T,R}}{dt} \quad (2.3)$$

donde dE_{ab} es la energía media depositada en un volumen de masa $dm = \rho dV$. En el Sistema Internacional posee unidades de Gray (Gy), definida como 1 Joule de energía absorbida por kilogramo del medio absorbente.

Se puede definir a partir de $D_{T,R}$ la dosis equivalente:

$$H_T = D_{T,R} w_R$$

siendo el coeficiente adimensional w_R una ponderación del efecto del tipo de radiación incidente. Dicho coeficiente toma como referencia el efecto de los fotones, tabla 2.1[3], y se expresa en unidades de Sievert (Sv). Las unidades de Gy y Sv son físicamente equivalentes, sólo se diferencian en su uso. La primera se utiliza para expresar magnitudes de dosis que produzcan efectos biológicos de manera inequívoca, mientras que la segunda cuantifica magnitudes asociadas a la probabilidad a largo plazo de manifestarse un detrimento.

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	2-21

Tabla 2.1: Factores de ponderación de la radiación recomendados.

Asimismo, a partir de H_T se puede calcular la dosis efectiva E recibida por un tejido u órgano. Ésta última también se escribe en unidades de Sv y contempla la radiosensibilidad de los mismos por medio del factor adimensional w_T :

$$E = \sum H w_T = \sum w_T w_R D_{T,r}$$

En la tabla 2.2 [3] se pueden observar algunos valores de dicho coeficiente. La suma de este factor de peso debe ser 1 cuando se considera irradiación a cuerpo completo, es decir $\sum w_T = 1$.

Tejido	w_T	$\sum w_T$
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04
Total		1,00

Tabla 2.2: Factores de ponderación de los tejidos recomendados.

2.2. Detectores de radiación ionizante

Entre los distintos tipos de detectores de radiación, los de interés para el presente trabajo son los de estado gaseoso y estado sólido. Dentro de los primeros se encuentran la cámara de ionización y el contador proporcional de Geiger, mientras que el detector semiconductor pertenece al segundo grupo [4].

Los detectores gaseosos constituyen uno de los sistemas más difundidos y utilizados ya que colectan los electrones ionizados en forma de señal de corriente permitiendo obtener mediciones confiables y estables. La diferencia entre los distintos tipos de detectores gaseosos radica principalmente en la diferencia de potencial utilizada para colectar los electrones generados por los efectos de la ionización en el gas de su interior.

En el caso de la cámara de ionización las interacciones suceden dentro del volumen sensible, el cual se encuentra determinado de manera precisa y es protegido por medio de un capuchón de material aislante y aire-equivalente. El recinto posee gas a presión controlada, usualmente gases nobles¹ y dos electrodos (cátodo y ánodo) que pueden tener forma de platos paralelos (cámara Markus) o de cilindro con un alambre en forma coaxial (cámara Farmer). Los electrodos se encuentran a una diferencia de potencial suficiente como para colectar sólo las cargas liberadas por la acción directa de la radiación incidente, evitando generar interacciones adicionales. El campo eléctrico generado reúne los electrones en el ánodo para su recolección por medio de un dispositivo eléctrico asociado al detector.

El dispositivo que se encarga de la recolección de los electrones producidos por ionizaciones, llamado electrómetro, puede operar en modo corriente o pulso. En el primer caso, se mide la corriente media que se genera en el detector, mientras que en el segundo se forma un pulso con cada golpe de carga que recogen los electrodos.

La cámara de ionización puede considerarse como un dosímetro, ya que junto con el electrómetro debidamente calibrado, permite conocer la dosis absorbida y la correspondiente

¹Cuyas propiedades físicas permiten que los electrones no sean conducidos en condiciones normales.

tasa de dosis en el medio de interés.

El detector de Geiger, por su parte, funciona bajo los mismos principios que la cámara de ionización pero con una diferencia de potencial superior para la recolección de cargas. Esto genera que los electrones liberados sean acelerados a energías con las que puedan seguir ionizando las moléculas del gas. Este proceso, permite la generación de un efecto de “cascada” que funciona como multiplicador de señal. Como este tipo de detector es utilizado para control de fugas de radiación, se busca generar la mayor amplificación posible a los fines de detección de bajas cantidades.

Los detectores semiconductores son detectores de estado sólido cuyo volumen sensible es un sólido semiconductor. Estos funcionan de manera similar a los detectores de estado gaseoso, se aplica una diferencia de potencial la cual hace circular por la banda de conducción los electrones, de carga negativa, y por la banda de valencia los huecos, de carga positiva y opuesta a la del electrón. Esto ocurre cuando la radiación ionizante excita electrones de la banda de valencia a la banda de conducción [4].

Los detectores de estado sólido, son más eficientes que los de estado gaseoso, ya que poseen mayor densidad de centros dispersores que permiten mayor cantidad de interacciones. A su vez, bajo ciertos rangos de aplicabilidad, permiten discriminar en energía la radiación que les incide, característica de elevada importancia para la caracterización de un fuente de rayos X. Los materiales más utilizados para estos dispositivos son el silicio (Si), el germanio (Ge) y el telururo de cadmio (CdTe), siendo el último eficiente en un mayor rango energético.

Al elegir un detector para trabajar con partículas sin carga el parámetro más importante a tener en cuenta es su eficiencia, ya que a diferencia de las partículas cargadas, las interacciones tienen menos probabilidad de ocurrencia. Esta variable representa la fracción de eventos emitidos por una fuente que efectivamente son registrados por el detector. La capacidad de detectar dichos eventos depende del tipo de radiación, su energía y las dimensiones del detector y masa. La relación entre la eficiencia y la energía del haz de radiación ionizante suele ser provista por los fabricantes de los equipos[4].

Otro parámetro de interés es el tiempo muerto, el cual se encuentra relacionado con la eficiencia y es el tiempo requerido por el detector para procesar un evento. Permite estimar la pérdida de información como consecuencia de la incapacidad del detector de procesar dos eventos de manera simultánea[4].

2.3. Radioprotección

La radiación ionizante tiene la capacidad de interactuar con los tejidos biológicos generando daños en las moléculas del ADN celular. Los efectos adversos dependen de distintos

factores, como el tipo de radiación, su energía, el tiempo de exposición, es decir, de las circunstancias de la exposición y a su vez de la radiosensibilidad intrínseca de cada persona. La radioprotección clasifica a los efectos biológicos en efectos deterministas y riesgos estocásticos, estando los primeros asociados a la muerte celular y los últimos a el aumento de la probabilidad de mutaciones en las células [3]. Cuando las dosis sean elevadas, sobrepasando un valor umbral, se podrán observar a corto plazo efectos deterministas que de acuerdo a la severidad se manifiestan como eritemas, vómitos hasta incluso la muerte. Mientras que los efectos estocásticos pueden manifestarse para cualquier valor de dosis y de haber consecuencias observables estas serán a largo plazo, como el cáncer.

La protección radiológica o radioprotección estudia los efectos, en los seres vivos, de la exposición a la radiación ionizante y establece procedimientos para prevenir y reducir los riesgos de efectos biológicos hasta donde sea razonablemente posible. En particular, el presente trabajo hará foco en la radioprotección ocupacional, cuyo objetivo es el cuidado de las personas que trabajan con, y en cercanías, de fuentes de radiación.

A nivel internacional entes como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) o la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) proponen el uso de distintas normas de seguridad de forma tal de mantener los límites de dosis en valores considerados “aceptables” [3, 5]. La República Argentina adopta los límites propuestos por las autoridades internacionales, y teniendo en cuenta dichas recomendaciones, la Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN) establece las normas básicas para la seguridad radiológica de toda persona que se encuentre en las inmediaciones de cualquier fuente de radiación a excepción de los equipos de generación exclusiva de rayos X. Estos últimos, entre los cuales se encuentra el caso de interés para éste trabajo, son regulados por las autoridades de Salud Pública basándose en la Ley N 17.557/67 y en sus posteriores modificaciones por medio de distintas resoluciones [6].

Las normas establecen distintos límites de dosis efectiva para las personas expuestas, siendo de mayor tolerancia el caso del personal ocupacionalmente expuesto, y menor para el público que se encuentre ocasionalmente en las cercanías. En el caso de los operarios el límite de dosis efectiva es de 20 mSv por año, con la excepción de aprendices entre 16 y 18 años para los cuales se establece un límite menor (6 mSv/año). Por último, en el caso del público el máximo valor permitido es de 1 mSv/año, lo cual corresponde a 0,1 μ Sv/hora [3, 5, 6].

2.4. Método Monte Carlo

El método MC se basa en el uso de números aleatorios para resolver ecuaciones integro-diferenciales, lo que permite resolver diversos problemas físicos y matemáticos desde una interpretación probabilística. Fundamentalmente busca resolver integrales definidas que puedan relacionarse con el valor medio de alguna variable aleatoria, la cual se define por medio de números aleatorios.

El transporte de partículas en un material es descrito mediante la Ecuación de Transporte de Boltzmann (ETB), la cuál puede plantearse por medio de una ecuación integro-diferencial. Debido a la imposibilidad de resolver de manera analítica general dicha ecuación, se planteó utilizar métodos numéricos. En la actualidad se realizan simulaciones que, por medio del método MC, permiten obtener soluciones numéricas, resolviendo el transporte de radiación y el depósito de energía en disposiciones complejas de medios y geometrías.

Existen en la actualidad una multiplicidad de códigos de simulación que utilizan el método MC para modelar problemas complejos. Estos funcionan siguiendo una partícula primaria y sus correspondientes partículas secundarias generadas en los distintos procesos. Para poder seguir el trayecto de estas partículas es necesario definir con precisión el haz, los materiales, las geometrías de interés y simular un número de partículas lo suficientemente grande como para lograr la incerteza deseada en el cálculo.

Para el presente trabajo se optó por trabajar con el paquete de código MC FLUKA[7, 8]. Este último fue desarrollado en la década de los '60 en la Organización Europea para la Investigación Nuclear (CERN) como el primer código MC para la simulación de transporte de partículas de altas energías. Originalmente pensado para haces de hadrones, fue modificándose hasta convertirse en una herramienta que permite el cálculo de transporte para más de 60 partículas en un rango muy amplio de energías. Sus aplicaciones varían desde blindaje de electrones y fotones, calorimetría, dosimetría, radioterapia, diseño de detectores, hasta rayos cósmicos y física de neutrinos entre otros.

El código FLUKA simula un haz de partículas y su interacción y depósito de energía en un medio. Para lograrlo genera una partícula primaria en la posición de la fuente, sigue su trayectoria por el medio y sortea las posibles interacciones con él. Esto se calcula sorteando números aleatorios que permiten determinar de manera probabilística la interacción a simular, de acuerdo con las ya mencionadas secciones eficaces (σ), que representan la probabilidad de ocurrencia de cada posible proceso de interacción. Luego de la interacción se registra el depósito de energía, la posible creación de partículas secundarias y se repite el proceso en función de su nuevo estado. Una vez que se siguió por completo una partícula primaria se comienza el proceso nuevamente con las partículas secundarias generadas por ésta o con la próxima partícula primaria. La interfaz gráfica Flair provista por los desarrolladores de

FLUKA facilita la creación de las geometrías, la definición de los materiales y el ajuste de parámetros necesarios para simular el montaje experimental de interés.

Capítulo 3

Materiales y Métodos

En el presente capítulo se detallan brevemente los instrumentos y equipamientos de medición, y se definen los métodos y las consideraciones a tener en cuenta a fin de lograr la reproducibilidad de los resultados obtenidos.

3.1. Fuente y detectores

Se utilizó una fuente de rayos X de 1200 W de potencia con voltaje y corriente variables de 25 a 225 kVp y 0,5 a 10,0 mA. La verificación de las condiciones de radioprotección se realizó utilizando un detector tipo Contador Geiger en las inmediaciones del búnker construido para la sala de irradiación. Asimismo, se caracterizó el espectro emitido por la fuente utilizando un detector de estado sólido de CdTe y, para la obtención de valores de referencia para la realización de dosimetría en geometrías conocidas, se realizaron mediciones con una cámara de ionización de tipo Farmer.

3.1.1. Fuente de rayos X

El equipamiento de rayos X, fabricado por la empresa YXLON, consta de una fuente PXS EVO 225D/1200 y una unidad de control CONTROL EVO. El haz es generado por diferencia de potencial ánodo-cátodo y una corriente continua. Los fotones son producidos por impacto de electrones en un ánodo de tungsteno (W). El rango de diferencia de potencial es variable en pasos de 1 kV entre 25 y 225 kV, mientras que la corriente se puede ajustar entre 0,5 y 10,0 mA a pasos de 0,1 mA.

La divergencia del ángulo de salida de los rayos X, según el fabricante, es de $40^\circ \times 60^\circ$. Asimismo, el haz es atenuado en su recorrido dentro de la fuente por una ventana de berilio (Be) de 0,8 mm de espesor y un filtro de aleación de aluminio (AlMg3) de 4 mm.

La unidad CONTROL EVO permite configurar y controlar todos los parámetros involucrados en el manejo de la fuente de rayos X, entre ellos la corriente, el voltaje y el tiempo de exposición. Asimismo, cuenta con funcionalidades adicionales como la posibilidad de guardar en dispositivos externos imágenes del visualizador o configuración y el encendido de un puntero láser ubicado 47 mm por encima del punto focal. Este último resulta de gran utilidad en momentos de alineación de la fuente para diferentes experiencias.

El aumento de la diferencia de potencial se realiza de forma gradual a pasos, permitiendo el correcto calentamiento del ánodo y funcionamiento de la fuente. Asimismo, el fabricante provee una curva de relación corriente-voltaje a los fines de no exceder la potencia máxima permitida por el equipamiento y lograr un óptimo funcionamiento; como se muestra en Figura 3.1.

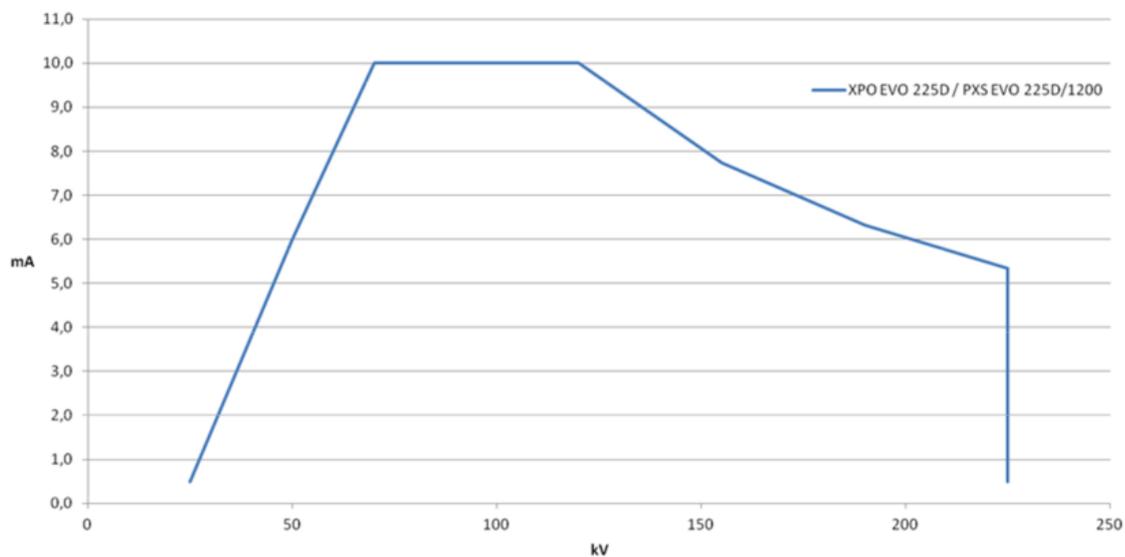


Figura 3.1: Curva de restricción para el producto corriente-voltaje permitida por la unidad de control.

Se estableció un protocolo interno del laboratorio para el funcionamiento de la fuente, en el cual se dispuso mantener a valor mínimo la corriente mientras se aumenta el voltaje a pasos no superiores a los 20 kV. Además, se realiza una exposición de al menos 2 minutos entre cada aumento. Finalmente, para evitar irradiación innecesaria en muestras durante el procedimiento, el mismo se realiza utilizando un filtro de 12 mm de plomo (Pb) provisto por el fabricante.

El equipo cuenta con dos colimadores rectangulares de 12 mm de Pb que se pueden fijar a la salida del haz generando un campo de $10 \times 48 \text{ cm}^2$ a 70 cm de la fuente. Los mismos fueron modificados agregando un espesor de $(9,60 \pm 0,05)$ cm y $(8,7 \pm 0,05)$ cm de Pb con ventanas circulares de 1 y 3 mm de diámetro respectivamente. Los nuevos colimadores se observan en la Figura 3.2.



Figura 3.2: Colimadores de 1 mm y 3 mm de diámetro adaptados a los colimadores provistos por el fabricante.

3.1.2. Contador Geiger

La verificación del diseño de radioprotección se realizó utilizando un Contador Geiger GK-Plus de DIY Geiger Kits. El detector consta de un tubo de mica modelo LND712 que contiene neón y un halógeno.

Previo a la adquisición de mediciones se confirma a diario el buen funcionamiento del equipo por medio de una muestra de material radioactivo que forma parte de los accesorios del kit.

Entre sus características, el modelo ofrece la posibilidad de guardar la información recolectada en un período de tiempo predefinido con formato CSV en una tarjeta de memoria externa. Los datos de interés almacenados de esta manera poseen columnas con fecha, hora, cuentas por minuto (CPM) y microsievert por hora ($\mu\text{Sv/hora}$).

3.1.3. Detector semiconductor

Se utilizó un espectrómetro construido por la empresa AMPTEK modelo X-123 CdTe que cuenta con un detector de estado sólido modelo XR-100 CdTe. El volumen sensible del detector cuenta con un área efectiva de 25 mm^2 y un espesor de 1 mm. Asimismo, el detector cuenta con una ventana de Be de $100 \mu\text{m}$ de espesor.

Los espectros adquiridos fueron corregidos por la eficiencia del detector. La correspondiente tabla eficiencia vs. energía es provista por el fabricante.

El equipamiento permite incorporar colimadores en la entrada del detector, evitando la saturación en la lectura al incidir grandes flujos de fotones. Estos están compuestos por una aleación de 90% W, 6% Ni, 4% Cu y tienen diversos espesores y tamaños. En la tabla 3.1

se detalla información adicional sobre tamaño y espesor de los colimadores utilizados en las mediciones.

El software utilizado para la corrección del espectro fue el Amptek DppMCA (provisto por el fabricante). Éste permite modificar los parámetros de adquisición y realizar una calibración inicial de forma tal de eliminar el ruido de fondo. Del software se extrae también información relativa al tiempo muerto durante las mediciones. Finalmente, los datos son almacenados en el formato especial MCA y representados en curvas de cuentas vs. canales espectrales.

Diámetro del colimador [μm]	Espesor [mm]
400	2
200	2
100	2
50	1
25	1

Tabla 3.1: Diámetro y espesor de colimadores utilizados con el detector de CdTe.

3.1.4. Cámara de ionización

Se empleó una cámara de ionización convencional tipo Farmer, marca PTW modelo 30013 en conjunto con un electrómetro UNIDOS E. La cámara posee un volumen sensible de $0,6 \text{ cm}^3$ y es a prueba de agua.

Este equipo permite obtener valores de dosis desde $100 \mu\text{Gy}$ hasta $3,3 \text{ MGy}$ y de tasa de dosis entre $600 \mu\text{Gy}/\text{min}$ y $3 \text{ kGy}/\text{min}$. Se debe establecer previamente, en función del rango en el que se realizarán las mediciones, uno de los tres rangos: LOW, MEDIUM, HIGH. Éstos últimos se encuentran detallados en la tabla 3.2 y la incerteza es del 2%.

Rangos de medición	Dosis	Tasa de dosis
LOW	$100 \mu\text{Gy} - 325 \text{ Gy}$	$600 \mu\text{Gy}/\text{min} - 300 \text{ mGy}/\text{min}$
MEDIUM	$10 \text{ mGy} - 33 \text{ kGy}$	$60 \text{ mGy}/\text{min} - 30 \text{ Gy}/\text{min}$
HIGH	$1 \text{ Gy} - 3,3 \text{ MGy}$	$6 \text{ Gy}/\text{min} - 3 \text{ kGy}/\text{min}$

Tabla 3.2: Rangos de medición para cámara de ionización con electrómetro UNIDOS E.

Por último, como la cámara está en contacto con el ambiente, modificándose la densidad dentro del volumen sensible, es necesario realizar una corrección a los datos adquiridos[9]. El factor de corrección de la densidad del aire dentro de la cavidad, $k_{T,P}$, se obtiene mediante la ecuación 3.1 considerando los valores de referencia $T_0 = 22^\circ\text{C}$, $P_0 = 1013,25 \text{ hPa}$, la temperatura en el volumen T [$^\circ\text{C}$] y la presión atmosférica en el sitio de medición P [hPa].

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} \quad (3.1)$$

3.2. Diseño de la facilidad

Mediante estimaciones dosimétricas a partir de simulaciones MC, se diseñó el laboratorio según los objetivos de construcción predefinidos por normas internacionales [5] y las especificaciones técnicas de la fuente de rayos X. De esta forma, el diseño del blindaje se realizó, en primer instancia, por medio de simulaciones utilizando el código MC multi-propósito FLUKA y, posteriormente, se verificó por medio de mediciones experimentales con un Contador Geiger.

3.2.1. Simulaciones Monte Carlo: FLUKA

Se utilizó el paquete de simulación de MC FLUKA por medio del entorno gráfico Flair, para determinar las dimensiones definitivas del mismo.

Luego de la construcción del laboratorio, se realizaron mediciones de las dimensiones definitivas del espacio, se confeccionaron los respectivos planos y, como se observa en las Figuras 3.3 y 3.4, con estos nuevos parámetros se realizó una segunda simulación de control.

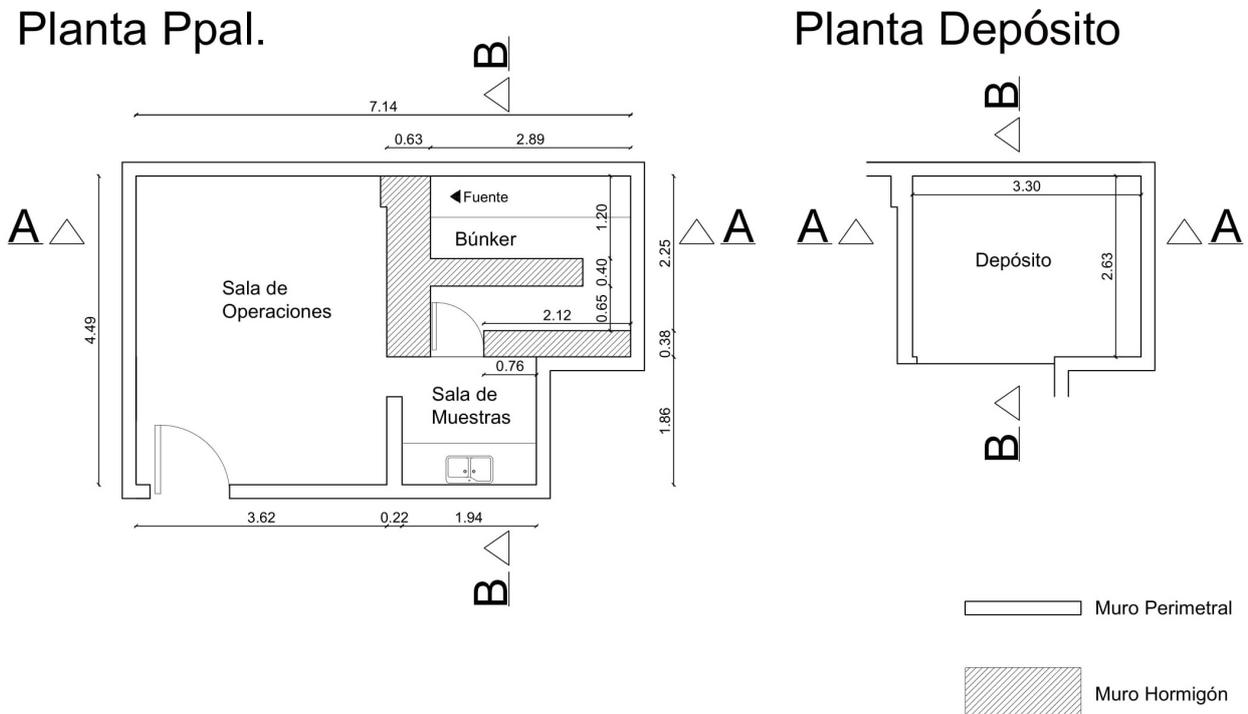


Figura 3.3: Plano de planta del LaFAM.

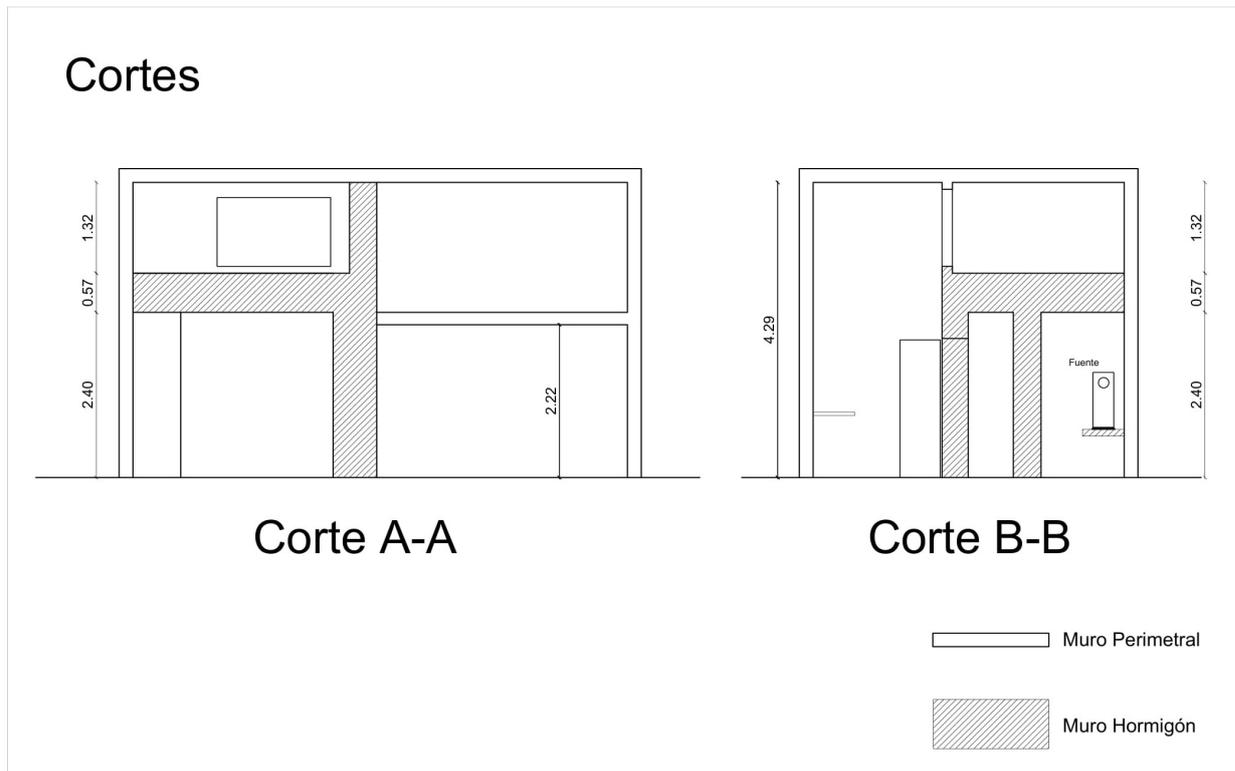


Figura 3.4: Plano de corte transversal del LaFAM.

El cálculo se realizó computando 5 ciclos de 10^8 lluvias primarias. Se definió un arreglo de contadores (dosis equivalente, fluencia debida al haz primario y fluencia total) de forma tal de obtener una distribución tridimensional de las cantidades calculadas en vóxeles cúbicos de 5 cm de lado.

Al carecer de información exacta respecto a la estructura interna del generador de rayos X, se supuso una fuente de fotones monoenergéticos de 225 keV rectangular de $1 \times 10 \text{ mm}^2$ con divergencia del haz primario tal que se obtiene un campo de $10 \times 48 \text{ cm}^2$ a 70 cm de distancia. En esta configuración los fotones de la fuente poseen la máxima energía posible y se genera un tamaño de campo correspondiente al caso real de utilizarse el colimador provisto con la fuente. Por estos motivos, y ya que en realidad se genera un espectro continuo de energía, en caso de cumplirse los criterios de radioprotección con dicha configuración se garantiza la radioprotección en casos normales de operación.

Se realizó también una simulación con los mismos parámetros pero con fotones de 200 keV ya que esta energía corresponde a la disposición experimental con mayor potencia según protocolo interno del laboratorio LaFAM.

Los materiales sencillos como el plomo, hierro, aire y vacío se encuentran en la base de datos de Flair, mientras que los compuestos más complejos como el suelo, concreto y madera se crearon en base a elementos simples definiendo sus porcentajes y densidades como se puede

observar en la tabla 3.3.

Material	Densidad [g/m^3]	Composición
Concreto	2,34	40 % Oxígeno 23 % Carbono 20 % Magnesio 12 % Silicio 12 % Calcio 10 % Hidrógeno
Madera	0,45	50 % Carbono 42 % Oxígeno 06 % Hidrógeno 02 % Nitrógeno
Suelo (LOESS)	2,70	62 % SiO ₂ 15 % CaO 14 % Al ₂ O ₃ 06 % MgO 03 % Fe ₂ O ₃

Tabla 3.3: Densidad y composición química de los materiales creados para las simulaciones.[10, 11, 12]

Las paredes que rodean al búnker son de concreto, y la que separa a la fuente de la sala de operaciones posee además dos láminas de Pb de 2 mm de espesor cada una. Al encontrarse el laboratorio en un subsuelo, tres de sus paredes exteriores colindan con tierra para cuya composición se optó por definir como suelo tipo LOESS [12] ya que se corresponde con el de la zona aledaña a la Ciudad de Córdoba.

La puerta de acceso a la sala de control se encuentra construida en madera, mientras que la correspondiente al acceso a la sala de irradiación se construyó en hierro de 4 cm de ancho y se le incorporó 1 lámina de Pb de 2 mm de espesor.

Finalmente, se realizaron dos simulaciones definitivas (sobre la misma geometría) considerando una fuente, cuyo espectro se corresponde al adquirido con el detector de CdTe, en las configuraciones 225 kV - 0,5 mA y 200 kV - 4,0 mA (ver sección 3.3).

3.2.2. Verificación experimental del diseño

La adquisición de datos para la verificación se realizó utilizando un Contador Geiger y distribuyendo 58 puntos de medición entre la sala de operaciones (42 puntos), la sala de preparación de muestras (12 puntos) y el depósito ubicado por encima de la sala de

irradiación (4 puntos) como puede observarse en la Figura 3.5.

Se utilizó como referencia el punto 1, el cual se encuentra a 50 cm de la pared paralela a la puerta de ingreso y a 60 cm de la pared perpendicular. Todos los puntos desde el 1 al 51 están separados entre sí por una distancia de 60 cm, mientras que dentro del depósito están ubicados en sus esquinas. Por último, los puntos 52-54 corresponden a la puerta de acceso al búnker y se utilizaron como control, ya que de haber una filtración en la puerta, ésta ubicación tendría la mayor discrepancia respecto de los datos asociados al fondo. Debido a esto, todas las mediciones en estos 3 puntos se tomaron al nivel del piso (posición de mayor filtrado posible).

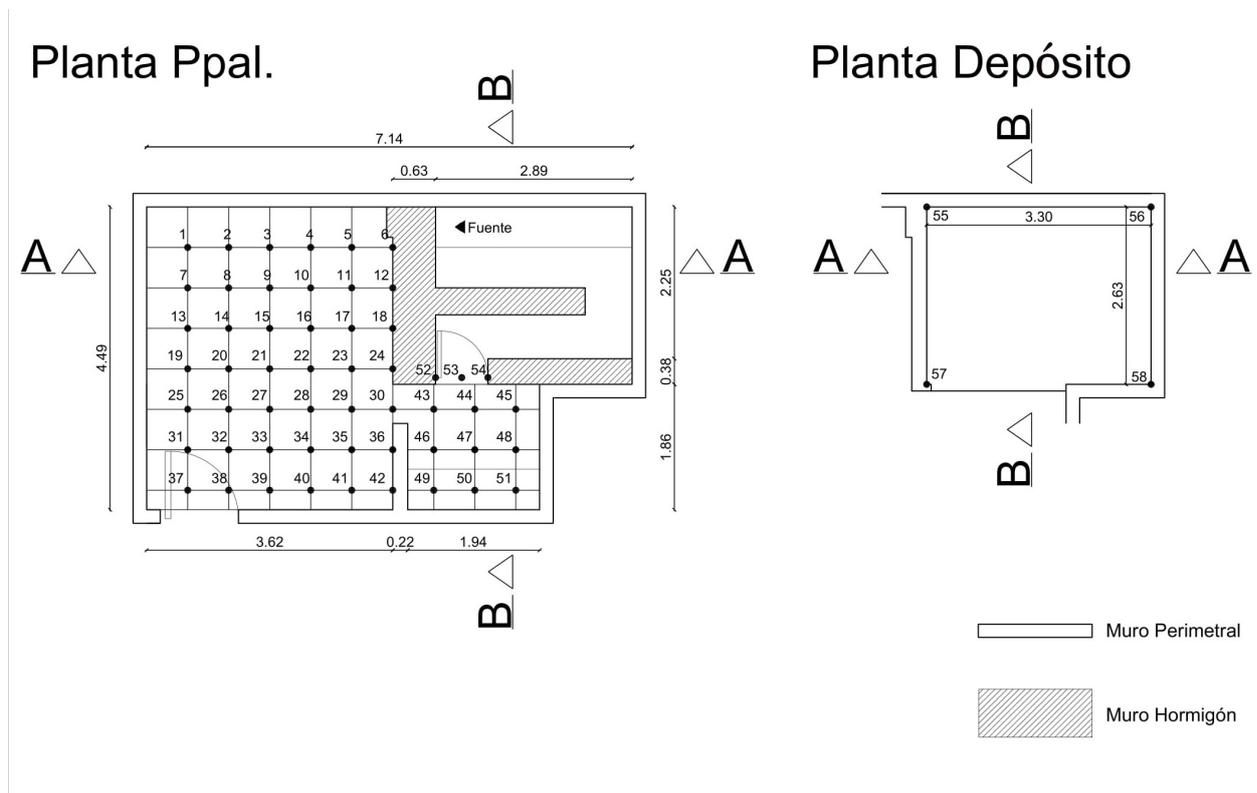


Figura 3.5: Plano con la ubicación de los puntos de medición que corresponden al Contador Geiger.

Las mediciones se realizaron en dos etapas, la primera sin la fuente de radiación y la siguiente con la fuente de rayos X encendida en la configuración 200 kV - 4 mA. En ambos casos por cada uno de los puntos se adquirieron 10 mediciones de 1 minuto cada una y finalmente se descartaron los primeros y últimos dos valores para calcular la media utilizando los seis valores intermedios.

Todas las mediciones se realizaron con el Contador Geiger direccionado hacia la posición de la fuente. Las primeras, correspondientes a la radiación de fondo, fueron tomadas al nivel del piso debido a que mediciones preliminares demostraron que la altura no era un factor influyente para esta disposición. Mientras que en la siguiente etapa fueron realizadas con el

detector a 120 cm del suelo ya que se corresponde con la altura en la que se encuentra la salida del haz.

Se utilizó el punto de control 52 (ver Figura 3.5) para calcular la incerteza en las mediciones del Contador Geiger. La elección de este punto de medición se decidió pues en el mismo se encontró una filtración de rayos X que proveía un conteo de aproximadamente 2000 cpm (superior a la radiación de fondo e inferior al borde de saturación del detector) que posteriormente se corrigió mejorando el blindaje en la zona. La incerteza se calculó tomando 5 veces 10 mediciones durante 1 minuto cada una. Se calcularon las desviaciones estándar para los conjuntos de 8 mediciones (se descartó el primer y último valor) y a los resultados se les calculó el promedio.

Por último se compararon los datos obtenidos en ambas condiciones calculando la cantidad $H_{T,rel}$ siguiendo la relación de la ecuación 3.2 y teniendo en cuenta $H_{T,fondo}$ y $H_{T,fuente}$ corresponden a la dosis equivalente obtenida sin y con fuente de radiación respectivamente.

$$H_{T,rel} = \frac{|(H_{T,fuente} - H_{T,fondo})|}{H_{T,fondo}} \quad (3.2)$$

3.3. Caracterización del espectro de radiación

En la primer parte de esta sección se detalla la disposición experimental de los elementos descritos en la sección 3.1.3 y 3.1.1 para la adquisición de datos del espectro emitido. Por último, se discuten las correcciones a tener en cuenta para realizar la caracterización del mismo.

3.3.1. Montaje experimental

Para la adquisición de datos es estrictamente necesario mantener estables los elementos a utilizar, para ello tanto la fuente como el detector espectral se posicionaron sobre bases de madera en las cuales se puede variar la altura hasta dejar los equipos perfectamente alineados. A su vez, con el fin de modificar las distancias manteniendo el sistema fuente-detector con la misma disposición, se fijó la base del detector en un carro sobre un sistema de rieles (Figura 3.6).



Figura 3.6: Montaje experimental, distancia fuente-detector: 220 cm.

Los parámetros asociados a la caracterización del espectro, que se pueden observar en la tabla 3.4, se variaron con el objetivo de obtener tiempos muertos menores al 5%.

Parámetros	Valores
Corriente	0,5 mA - 5,0 mA
Voltaje	35 kV - 225 kV
Diámetro del colimador de la fuente	1 mm y 3 mm
Distancia Fuente-Detector	100 cm y 220 cm
Diámetro del colimador del detector	400 μm - 25 μm
Número de canales	2048
Tiempo de adquisición	300 s
Ganancia	4 - 12

Tabla 3.4: Parámetros variables en la adquisición del espectro.

En las mediciones de bajo potencial no se utilizaron colimadores en la fuente, mientras que para mayor flujo y energía de rayos X se aplicaron los colimadores modificados que se observan en la Figura 3.2.

La distancia entre la fuente y el detector se fijó en los dos puntos mencionados y se utilizaron los colimadores para el detector provistos por el fabricante especificados en la tabla 3.1.

Los parámetros correspondientes al software del equipo de detección que se mantuvieron invariantes fueron el número de canales (2048) y el tiempo de adquisición (300 s) mientras que a la ganancia se le asociaron los valores 4, 5, 6 y 12 en función de la disposición experimental.

Previo a la adquisición de datos se realizaron mediciones para analizar la influencia de la variación de la corriente durante el procesamiento de los mismos. Se tomaron valores desde 0,5 mA hasta 5,0 mA con variaciones de 0,5 mA con voltaje de 60 kV para una distancia de 100 cm, sin colimador en la fuente, con colimador en el detector de 100 μm y ganancia 12.

Adicionalmente, para analizar la estabilidad del tiempo muerto registrado por el detector, se tomaron 23 mediciones (n) con la misma configuración voltaje-corriente-ganancia (105 kV - 0,5 mA - 12) a una distancia de 100 cm de la fuente con un colimador de 3 mm a la salida y otro de 100 μm en la ventana del detector. Para analizar estos datos, se realizó una prueba “*t de Student*” [13] considerando un intervalo de confianza mayor al 95 %, lo cual es equivalente a definir $\alpha = 0,05$ en la prueba.

La metodología durante la adquisición de datos para caracterizar el espectro fue la misma para 100 cm y 220 cm: fijando la corriente mínima, aumentando los valores de voltaje y disminuyendo los valores de ganancia conforme fuera necesario aumentar el rango de canales utilizados. Para los casos en los cuales el número de cuentas se consideró insuficiente, se optó por incrementar los valores de corriente.

Para la disposición fuente-detector a 100 cm de distancia se trabajó entre 35 kV y 105 kV con 0,5 mA mientras que para una distancia de 220 cm se utilizaron voltajes entre 50 kV y 225 kV y distintos valores de corriente: 0,5 mA, 1,5 mA y 5,0 mA. Las distintas configuraciones y los tiempos muertos obtenidos se encuentran en las tablas del Apéndice A.

3.3.2. Procesamiento del espectro

Se realizó el procesamiento y análisis de datos mediante scripts en lenguaje Python.

Primero se utilizaron los picos de fluorescencia del W para calibrar en energía los canales espectrales del detector. Se utilizó una rutina que detecta los picos máximos del espectro y los asocia con los valores de energía [14] correspondientes a las líneas $K_{\alpha_{1,2}}$, $K_{\beta_{1,3}}$ y $K_{\beta_2^{I,II}}$ ¹.

En la Figura 3.7 se encuentra el espectro adquirido para 105 kV con la configuración correspondiente a 100 cm al cual se le han detectado los máximos. En el gráfico también se puede observar que, debido a su proximidad, los picos correspondientes a las líneas K_{β_2} son indistinguibles experimentalmente. Dicho problema se resolvió realizando un promedio entre las energías y asociándolo al pico con la superposición. En la ecuación 3.3 se pueden corroborar las energías utilizadas para los máximos.

$$\begin{aligned} E_1 = E_{K_{\alpha_2}} &= 57,9817 \text{ keV} & E_2 = E_{K_{\alpha_1}} &= 59,3182 \text{ keV} \\ E_3 = E_{K_{\beta_{1,3}}} &= 67,0979 \text{ keV} & E_4 = E_{K_{\beta_2^{I,II}}} &= 69,066 \text{ keV} \end{aligned} \quad (3.3)$$

En el procesamiento, se realizó una regresión lineal utilizando los cuatro puntos obtenidos anteriormente y forzando el origen en cero. Es importante tener en cuenta que, al modificar la ganancia, la relación entre los canales y la energía se modifica de manera no lineal por lo que es necesario realizar este procedimiento nuevamente. En la figura 3.8 se observa la

¹Notación Siegbahn.

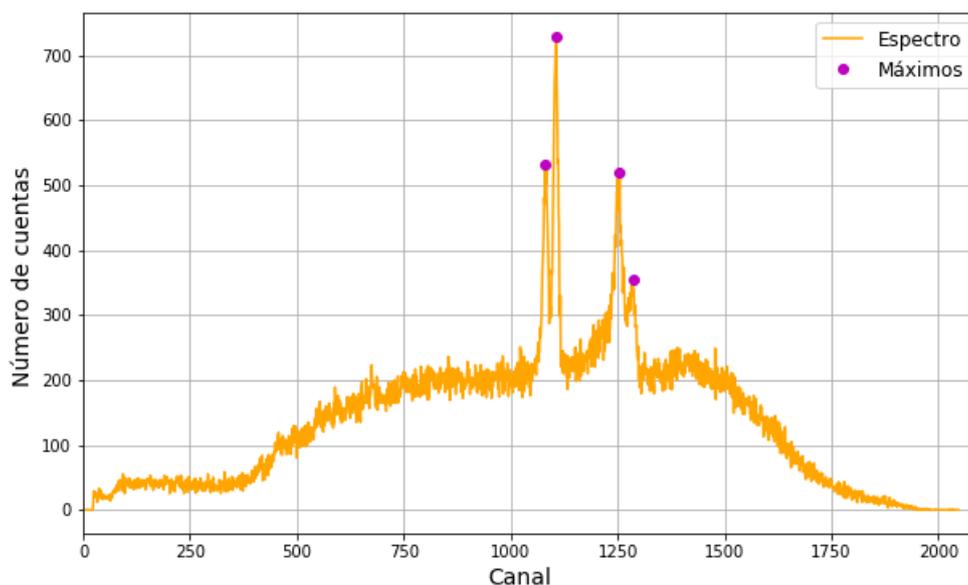


Figura 3.7: Detección automática de los picos de fluorescencia para calibración canal-energía.

variación en la relación energía-canal cuando se modifica la ganancia, también se pueden observar con puntos de colores las energías correspondientes a los picos característicos.

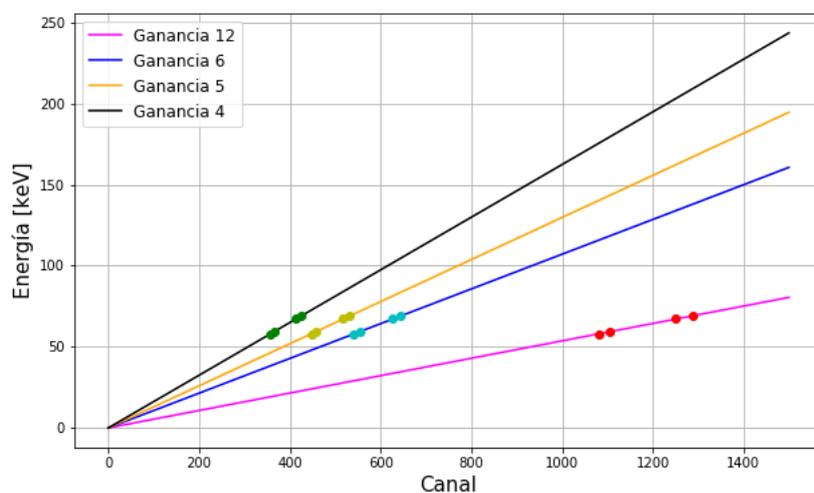


Figura 3.8: Relación entre canales y energía al para distintas ganancias.

Se calcularon los valores de la pendiente para las 4 ganancias utilizando la configuración correspondiente al valor de potencial máximo para cada una de ellas, los resultados se encuentran en la tabla 3.5. Asimismo, se corroboró que en ambas distancias el valor para la ganancia 12 es análogo.

Ganancia	Pendiente
4	0,16
5	0,13
6	0,17
12	0,05

Tabla 3.5: Valores de pendiente en la relación canales-energía.

Al superar los 100 keV de energía, la eficiencia del detector decae notablemente, por lo que se debe tener especial cuidado en realizar la corrección correspondiente. Todos los espectros utilizados fueron corregidos utilizando interpolación de spline cúbica de librería Scipy. La importancia de la corrección por eficiencia para altas energías, en particular para la configuración 225 kV- 0,5 mA, se puede ver en la Figura 3.9 donde se compara el espectro original, la curva por eficiencia y el espectro resultante de realizar la corrección.

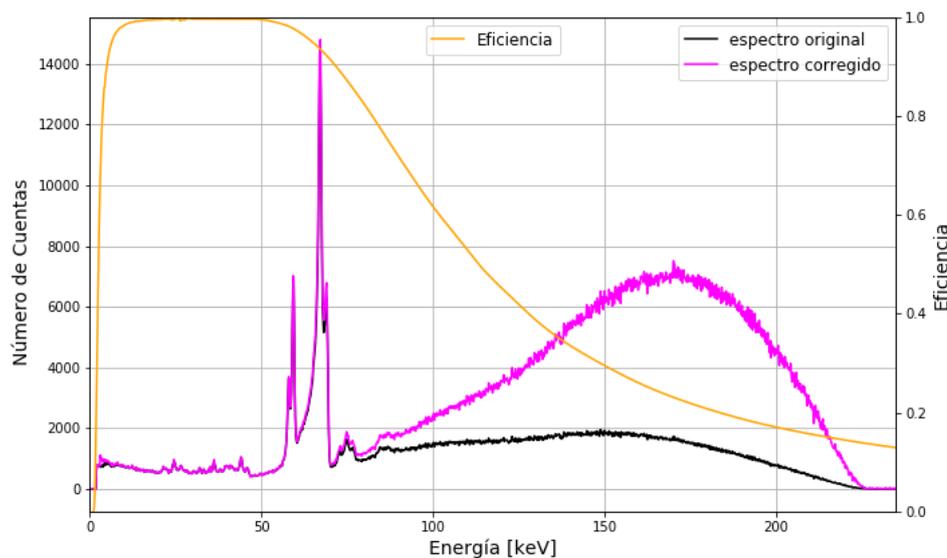


Figura 3.9: Corrección por eficiencia para el espectro de 225 kV y curva de eficiencia del detector.

Por último, para comparar los datos obtenidos con distintas configuraciones experimentales se optó por realizar una normalización respecto al área debajo del espectro.

La única excepción se hizo en el caso de la comparación de una misma configuración a distintas distancias, 100 cm y 220 cm, ya que los datos sin normalizar permiten visualizar la atenuación en la cantidad de cuentas del espectro asociada al incremento en la distancia entre la fuente y el detector.

3.4. Dosimetría para irradiación de muestras

Se utilizó un fantoma rectangular agua-equivalente de acrílico (Figura 3.10) el cual fue diseñado específicamente y es equivalente a geometrías utilizadas en el grupo de trabajo para los dosímetros. Para dicho fin se le pueden agregar hasta 5 láminas acrílico de 1 mm de espesor. En el caso de no incorporar ninguna de ellas es análogo a un contenedor estrato de 5 mm de espesor total, del cual 3 mm corresponden al material sensible y 2 mm a las tapas del contenedor [15]. Con el fin de relacionar la dosis (tasa de dosis) con las correspondientes a cubetas de espectrofotometría de 4,5 ml [16] se deben adquirir dos conjuntos de datos, con láminas de 3 mm y 4 mm, y con ellos calcular el valor equivalente por medio de la ecuación 3.4. Esta metodología fue validada mediante simulaciones MC [16].

$$D_{cubeta} = D_{3mm} + 0,75 [D_{4mm} - D_{3mm}] \quad (3.4)$$

Durante todos los experimentos realizados, a 100 cm de distancia, se registraron los valores de temperatura y presión para realizar las correspondientes correcciones (ecuación 3.1). A su vez, se fijó el rango de medición del electrómetro en LOW y se realizaron las correcciones sobre el ruido de fondo. Por último, los valores de dosis (Gy) adquiridos fueron integrados en 60 segundos permitiendo una equivalencia directa con los valores de tasa de dosis (Gy/min).



Figura 3.10: Cámara de ionización y fantoma agua-equivalente.

Previo a la adquisición de los valores de dosis y tasa de dosis definitivos se realizaron mediciones para corroborar la homogeneidad del haz como así también su estabilidad. En el primer caso se tomaron 11 mediciones de dosis y tasa de dosis en el plano perpendicular al haz incidente, dichos puntos se definieron equiespaciados con distancias de 1 cm. La adquisición

de datos se realizó para potencial fijo de 105 kV y se tomaron dos valores de corriente: 0,5 y 10,0 mA. A su vez se varió el espesor del fantoma $F = 0, 3, 4$ mm.

En el segundo caso se tomaron valores de dosis para el menor espesor posible, $F = 0$ mm, y se dejó el fantoma fijo en el centro de la tarima. Se eligió como referencia 105 kV y se estableció el tiempo de emisión de la fuente en 40 o 50 minutos para las corrientes 0,5 - 2,5 - 5,0 - 7,6 - 9,0 - 10,0 mA. En base a los resultados se optó por fijar como potencia máxima para la adquisición 800 W y no trabajar con las máximas corrientes permitidas.

Por último se realizaron las mediciones de tasa de dosis y dosis para los tres valores de F con un amplio rango de voltajes y corrientes, detallados en la tabla 3.6, mientras que los resultados de las adquisiciones se muestran en el Apéndice B.

Voltaje [kV]	Corriente mínima [mA]	Corriente I_1 [mA]	Corriente I_2 [mA]	Corriente máxima [mA]
35	0,5	-	-	1,4
40	0,5	1,5	-	3,1
50	0,5	2,6	-	5,7
60	0,5	2,9	5,4	7,8
70	0,5	3,6	6,8	9,9
80	0,5	3,7	6,9	10,0
90	0,5	2,3	6,3	8,9
100	0,5	3,0	5,5	8,0
105	0,5	2,4	4,3	7,6
110	0,5	2,3	4,6	7,2
120	0,5	2,5	4,2	6,6
130	0,5	2,4	4,3	6,1
140	0,5	2,2	4,0	5,7
150	0,5	2,1	3,7	5,3
160	0,5	2,0	3,5	5,0
170	0,5	2,6	-	4,7
180	0,5	2,5	-	4,4
190	0,5	2,4	-	4,2
200	0,5	2,3	-	4,0
210	0,5	-	-	2,0
220	0,5	-	-	2,0
225	0,5	-	-	2,0

Tabla 3.6: Configuraciones de Voltaje-Corriente para la adquisición de dosis/tasa de dosis en fantoma.

Capítulo 4

Resultados y discusión

En el capítulo se analizan los resultados del trabajo, primero se exponen los obtenidos por medio del espectrómetro y la cámara de ionización para el rendimiento de la fuente. Luego se analizan los resultados obtenidos para la radioprotección, se presentan los gráficos de los espectros adquiridos y se analiza el comportamiento de la dosis para geometrías conocidas.

4.1. Verificación del rendimiento de la fuente

Los primeros resultados fueron obtenidos por medio del espectrómetro y la metodología utilizada se encuentra detallada en la sección 3.3.1. Se analizó la relación entre la variación de la corriente en la fuente y la cantidad de cuentas que llegaban al detector se estado sólido, el tiempo muerto del mismo para una configuración fija y la relación entre espectros obtenidos a distintas distancias con una misma configuración.

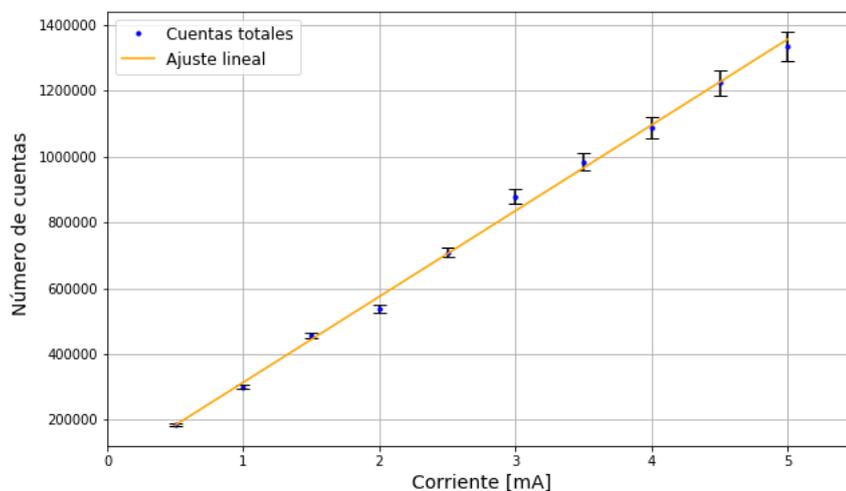


Figura 4.1: Dependencia de las cuentas totales que llegan al detector en función de la corriente del generador

Los resultados del análisis de la influencia de la variación de la corriente se grafican en la Figura 4.1. Se observa un comportamiento lineal entre las cuentas totales que llegan al detector y la corriente en el tubo de rayos X. El coeficiente de determinación para el ajuste lineal es $r^2 = 0,9968$.

Para la estabilidad del tiempo muerto registrado por el detector la distribución t de Student toma el valor $t_{\alpha, n-1} = 2,0739$ y se obtiene así el tiempo muerto $T = (2,54 \pm 0,20) \%$ que cumple con el intervalo de confianza propuesto del 95 %.

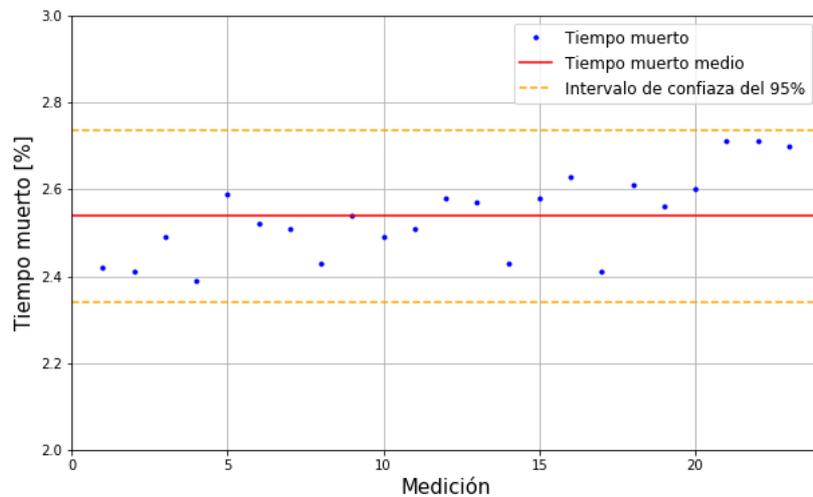
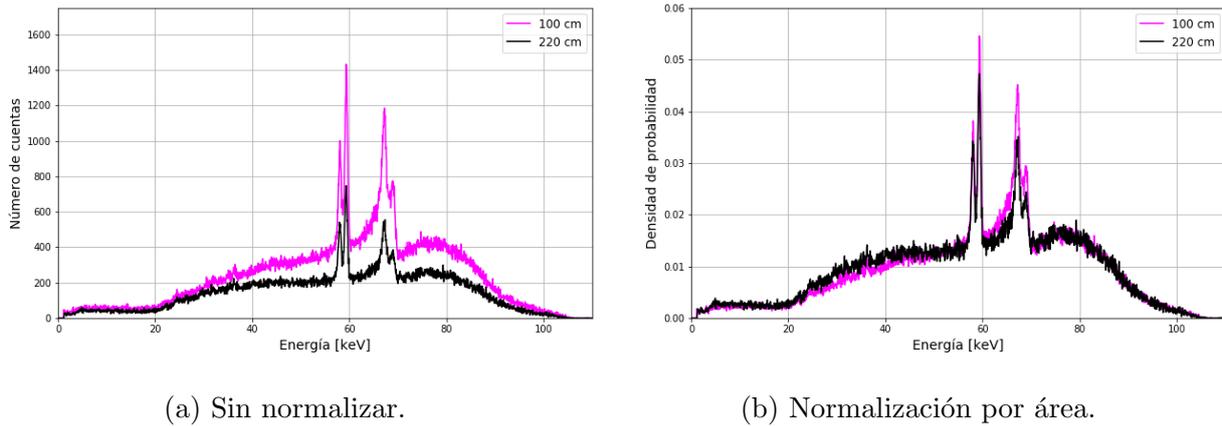


Figura 4.2: Estudio de la estabilidad del tiempo muerto

En el Apéndice A se encuentran todas las configuraciones en las cuales se adquirió el espectro, también se puede corroborar que en varios de los casos para ambas distancias se utilizaron las mismas configuraciones para las adquisiciones.

Utilizando dicha información se compararon para 105 kV los espectros a 100 cm y 220 cm sin normalizar y normalizados por el área debajo de la curva, siendo lo último equivalente a obtener la densidad de probabilidad. Los resultados obtenidos se encuentran en la Figura 4.3.

La comparación sin normalización permite observar el efecto de la disminución del área efectiva de detección como consecuencia del aumento de la distancia fuente-detector, lo cual se traduce en la disminución de cuentas en todo el espectro. Al calcular la densidad de probabilidad se puede ver la disminución en los picos de fluorescencia y el aumento de la contribución de las bajas energías en el espectro de mayor distancia, lo cual es consecuencia de la atenuación causada por el aire.



(a) Sin normalizar.

(b) Normalización por área.

Figura 4.3: Comparación del espectro para 105 kV a 100 cm y 220 cm.

En la Figura 4.4 se puede observar comparaciones de espectros normalizados por área para las configuraciones de 80 y 105 kV a 100 y 220 cm de distancia fuente-detector.

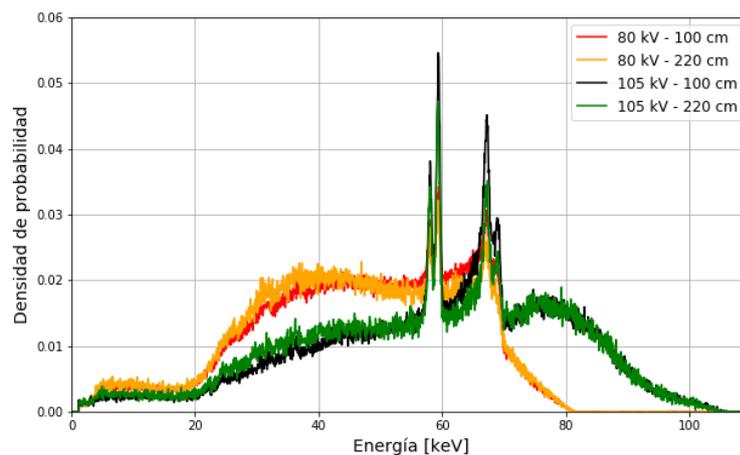


Figura 4.4: Espectro normalizado por área para distancias 100 cm y 220 cm con configuración de 80-105 kV.

Los resultados correspondientes a la estabilidad de la fuente y la homogeneidad angular del haz fueron obtenidos por medio de la cámara de ionización y los detalles de las disposiciones experimentales se encuentran en la sección 3.4.

La estabilidad de la fuente se corroboró para los menores valores de corriente y en el caso de 9,0 y 10,0 mA se notó la existencia de una tendencia creciente. La comparación para todos los valores de corriente se puede observar en la Figura 4.5 mientras que en la Figura 4.6 se puede comprobar la diferencia entre 5,0 mA y 10,0 mA.

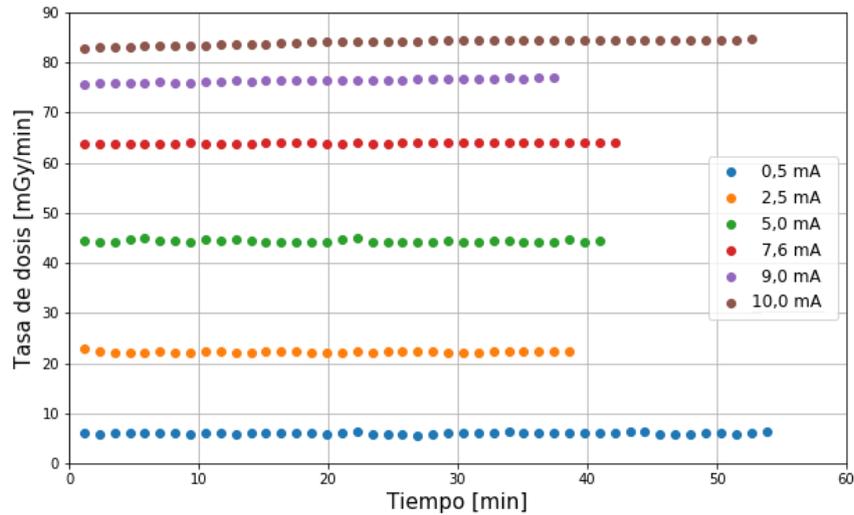
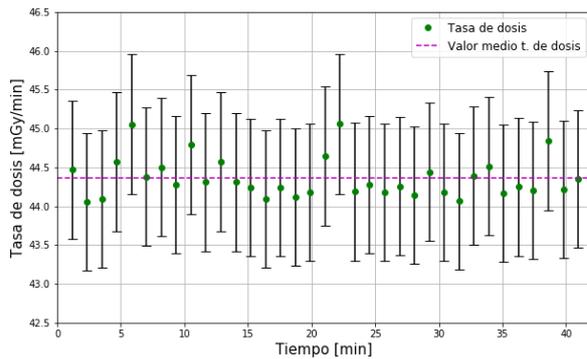
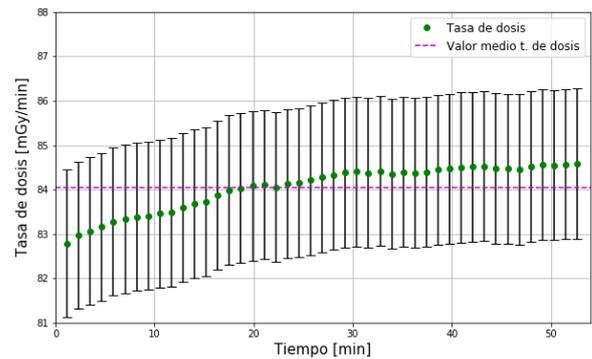


Figura 4.5: Comparación de tasa de dosis obtenidas para 105 kV y distintas corrientes en el fantoma con 0 mm de espesor agregado.



(a) Corriente 5,0 mA.



(b) Corriente 10,0 mA.

Figura 4.6: Tasa de dosis obtenida para 105 kV en el fantoma con 0 mm de espesor agregado.

Como consecuencia, se optó por fijar como potencia máxima para la adquisición 800 W y no trabajar con las máximas corrientes permitidas. En el caso de potenciales pequeños la curva 3.1 restringe los valores máximos de corriente.

Por último se pudo corroborar que el haz de la fuente a 1 m es homogéneo en todo el perfil. Los resultados obtenidos en el caso de un espesor agregado de 3 mm y corriente 0,5 mA se observa en la Figura 4.7. Los valores de la tasa de dosis se corresponden a las mediciones del modo de adquisición tasa de dosis, mientras que los valores de tasa de dosis media son los obtenidos por medio del modo dosis. Los errores son los obtenidos por medio del análisis de estabilidad y corresponden a la desviación estándar $\sigma = 0,145$ para el caso de 3 mm y los

valores medios obtenidos son $\dot{D} = (5,9 \pm 0,9)$ mGy/min y $D_{med} = (5,8 \pm 0,8)$ mGy/min.

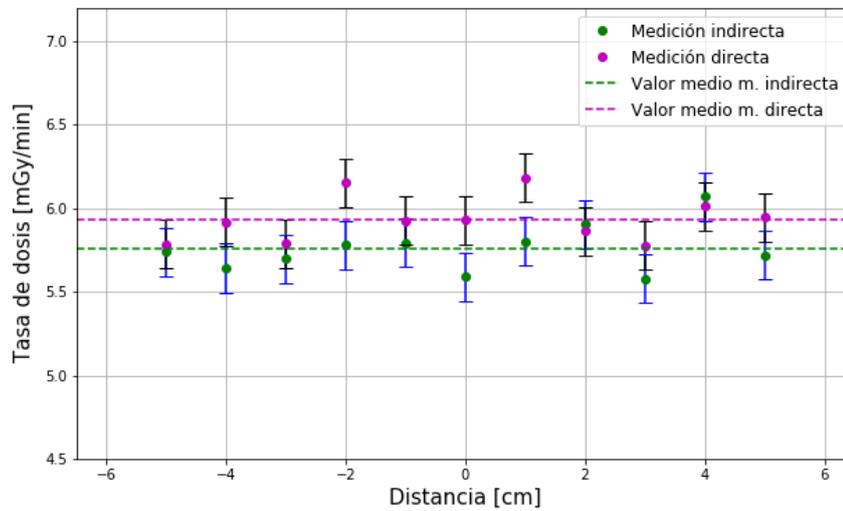


Figura 4.7: Perfil de tasa de dosis para 0,5 mA y espesor del fantoma de 3 mm.

En los datos obtenidos para la corriente máxima se observó una tendencia creciente para todos los casos (0, 3, 4 mm de espesor agregado), lo cual es consistente con lo planteado para la estabilidad de la fuente en dichas condiciones.

4.2. Radioprotección

Se puede observar uno de los resultados obtenidos por medio de las simulaciones en la Figura 4.8. Este corresponde al espectro obtenido por medio del detector de estado sólido para la configuración 225 kV - 0,5 mA y se encuentra en escala logarítmica para apreciar mejor las bajas energías.

Los datos adquiridos siguiendo el procedimiento experimental descrito en la subsección 3.2.2 se graficaron tomando el máximo (mínimo) valor obtenido entre todas las mediciones, con y sin fuente, como máximo (mínimo) de la escala.

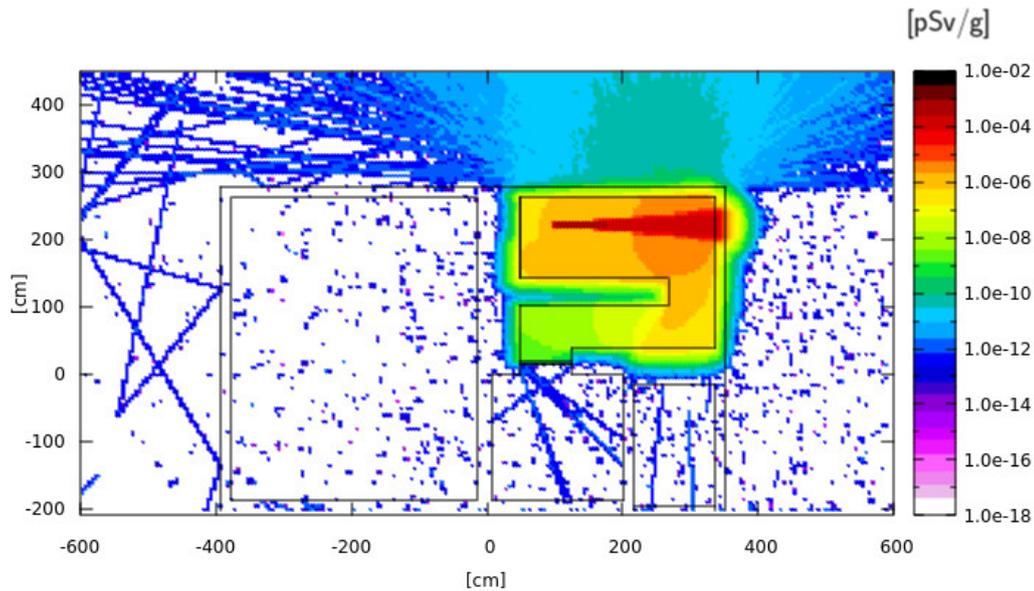
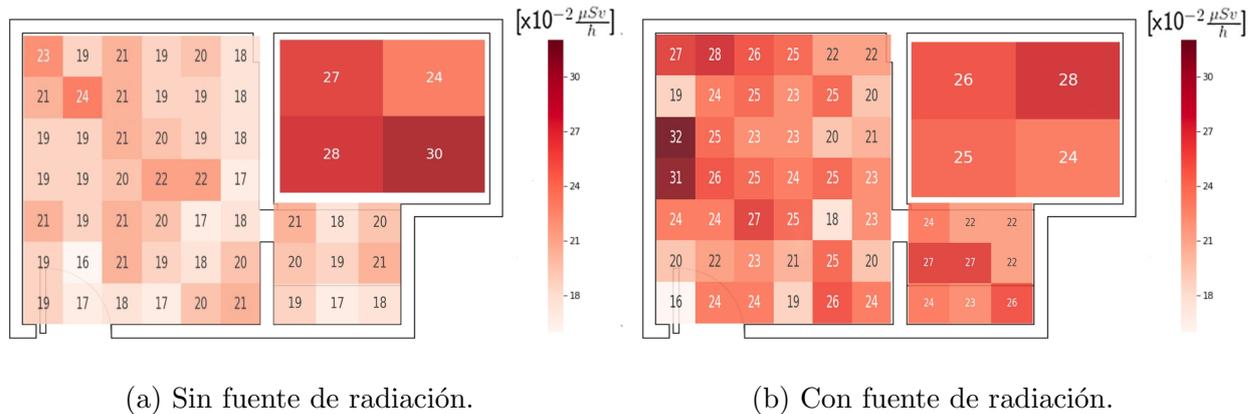


Figura 4.8: Resultados de simulación con FLUKA con espectro de 225 kVp para dosis equivalente.

El máximo valor (punto 13) se registró cuando la fuente se encontraba encendida y el mínimo (punto 32) cuando estaba apagada, corresponden a $32 \times 10^{-2} \mu S/h$ y $16 \times 10^{-2} \mu S/h$ respectivamente y se adquirieron en la sala de control. La incerteza del instrumento de medición calculada por medio de desviación estándar es de $47 \times 10^{-2} \mu S/h$. Por lo tanto, los datos obtenidos de tasa de dosis equivalente con la fuente encendida se encuentran dentro de la incerteza del detector y son indistinguibles de la radiación de fondo.



(a) Sin fuente de radiación.

(b) Con fuente de radiación.

Figura 4.9: Mediciones con Contador Geiger en sala 1, 2 y 4 para 200 kV-4mA.

La imagen 4.10 compara los espectros obtenidos por medio de la ecuación 3.2. El mayor valor relativo obtenido es 0,68, que corresponde con un 68 % por encima de la radiación de fondo, lo cual puede ser considerado indistinguible con la misma considerando las recomendaciones internacionales y de la ARN.

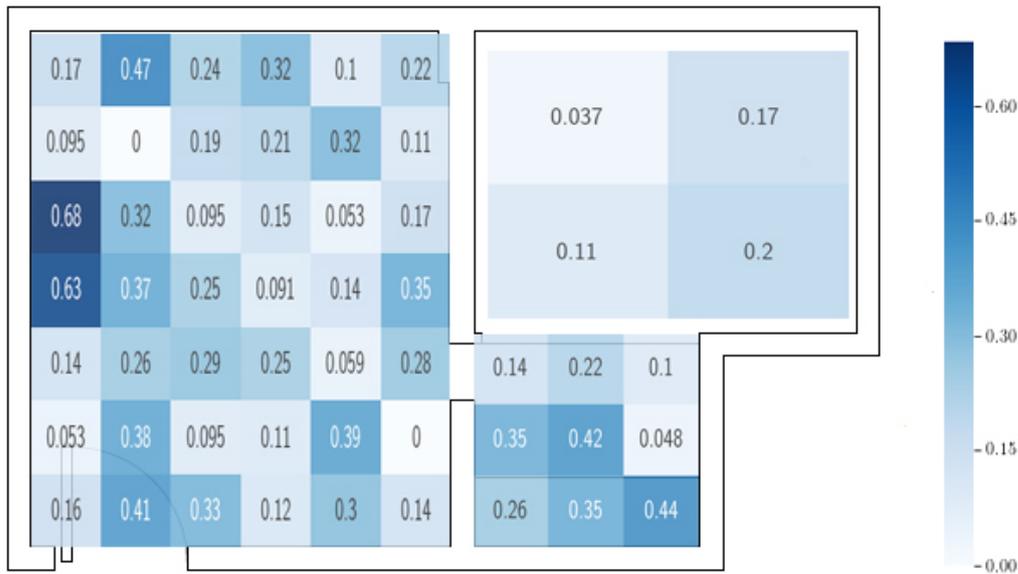


Figura 4.10: Mediciones con Contador Geiger con radiación en sala 1, 2 y 4.

Los resultados, tanto por medio de simulaciones como a partir de mediciones, indican que la facilidad construida satisface los criterios de radioprotección establecidos por autoridades nacionales y propuestos por organismos internacionales.

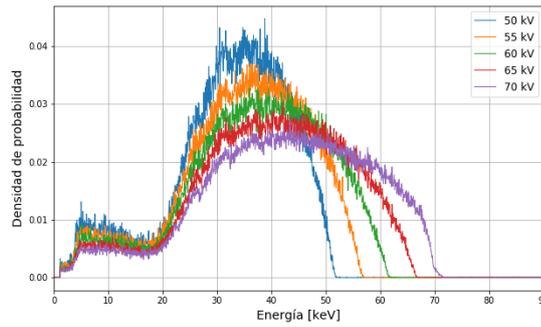
4.3. Caracterización del espectro

En la tabla 4.1 se pueden ver los valores mínimos y máximos de tiempo muerto obtenidos para cada distancia. En el Apéndice A se encuentran todas las configuraciones con más detalle y los valores de tiempo muerto obtenidos.

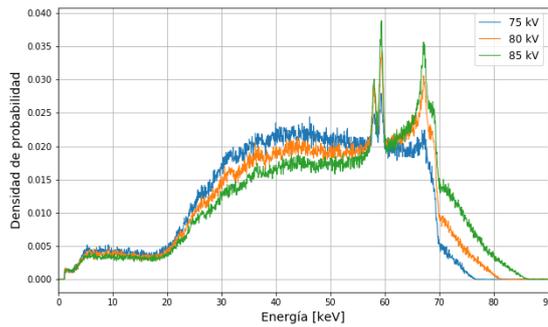
Distancia [cm]	Voltaje [kV]	Corriente [mA]	Tiempo muerto [%]
100	55	0,5	1,24
100	40	0,5	4,15
220	190	0,5	0,59
220	140	1,0	4,55

Tabla 4.1: Configuraciones para valores máximos y mínimos de tiempo muerto

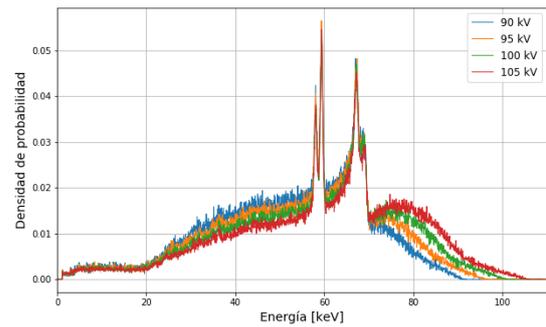
Los espectros para la distancia fuente-detector de 100 cm se presentan a continuación.



(a) Configuración 50-70 kV.



(b) Configuración 75-85 kV.

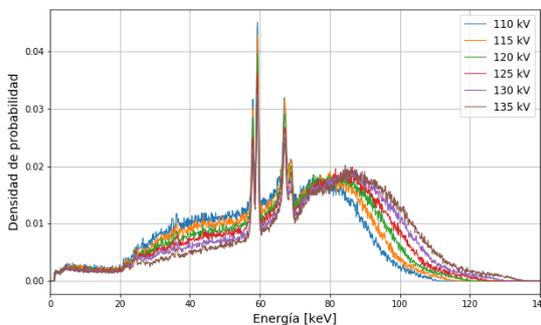


(c) Configuración 90-105 kV.

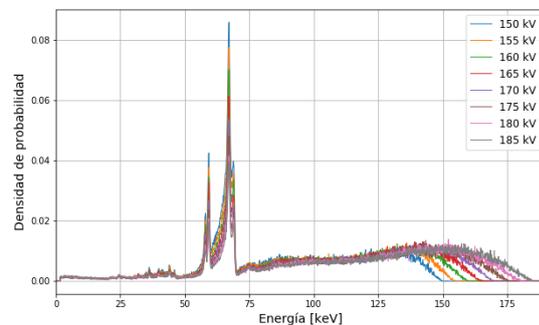
Figura 4.11: Espectro a distancia 100 cm.

En los primeros espectros de la Figura 4.11 se puede observar la ausencia de los picos de fluorescencia característicos del W, lo cual se debe a que los valores de voltaje utilizados, menores a 70 kV, no son suficientemente grandes como para ver el fenómeno.

En el caso de los espectros para 220 cm se omitieron los que coinciden con el rango graficado para 100 cm ya que muestran los resultados esperados y son análogos. Los gráficos para el resto de las configuraciones se encuentran a continuación.



(a) Configuración 110-135 kV.



(b) Configuración 150-185 kV.

Figura 4.12: Espectro con ganancia 6 a distancia 220 cm.

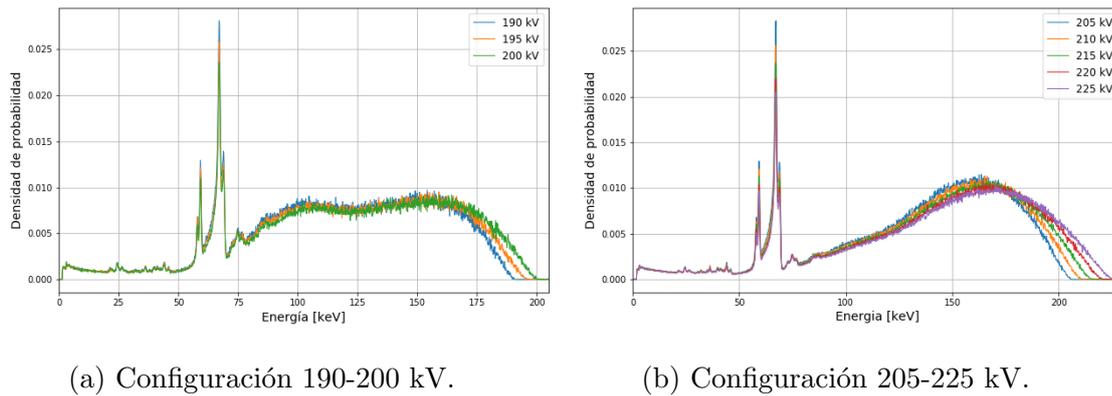


Figura 4.13: Espectro con ganancias 4-5 a distancia 220 cm.

Los espectros para voltajes entre 50 y 135 kV al igual que entre 205 y 225 kV se corresponden con lo esperado para la fuente: un espectro continuo asociado a Bremsstrahlung y los picos característicos del W.

En los gráficos asociados a voltajes entre 140 y 200 kV, Figuras 4.12 y 4.13, se observa una atenuación donde debería encontrarse el “pico” con el valor máximo de Bremsstrahlung. Este comportamiento inusual puede ser consecuencia de una mala alineación entre la fuente y el detector, lo cual sería consistente con el periodo de tiempo en el cual fueron obtenidas. Para resolver este problema deberían volver a adquirirse los espectros en dichas configuraciones corroborando la alineación todos los días antes de volver a realizar las mediciones.

4.4. Dosimetría para irradiación de muestras

Los datos adquiridos de dosis y tasa de dosis para 0 mm son equivalentes a estratos de 5 mm y los correspondientes a 3 y 4 mm fueron procesados por medio de la ecuación 3.4 y están asociados a las cubetas (Figura 4.14).

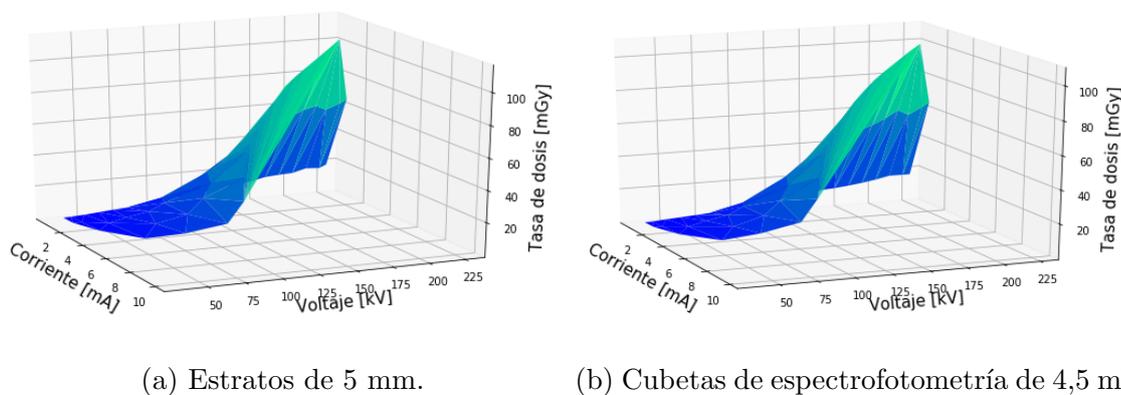
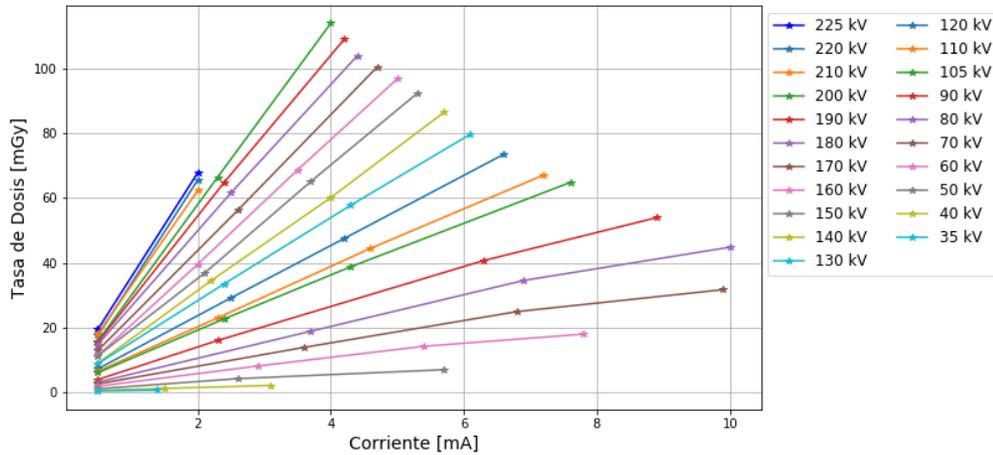


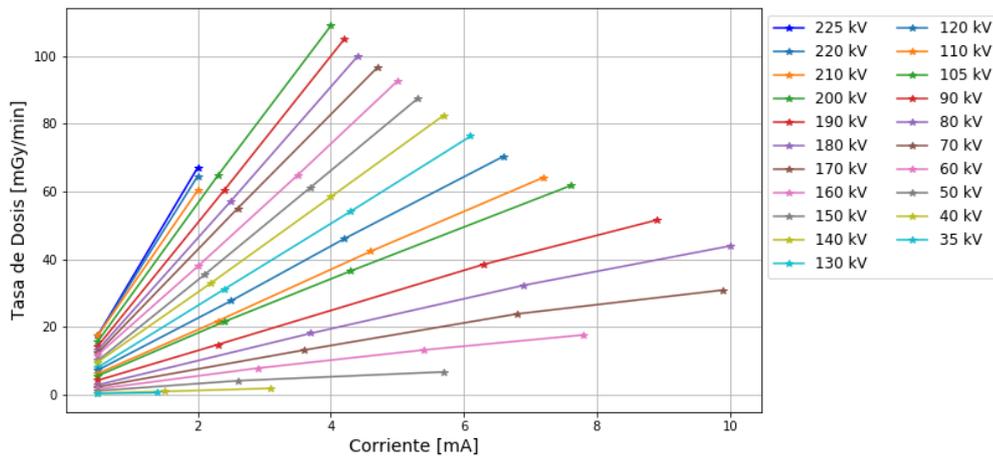
Figura 4.14: Tasa de dosis vs. Voltaje-Corriente. Distancia a la fuente: 100 cm.

El máximo valor de tasa de dosis para $F=0$ es 113 mGy/min y en el caso de las cubetas es 109 mGy/min. En ambos casos corresponde a la configuración 200 kV-4,0 mA como se esperaba.

En la Figura 4.15 se observan las tasas de dosis correspondientes a las distintas corrientes para cada valor de voltaje. El comportamiento es lineal como se esperaba.



(a) Estratos de 5 mm.



(b) Cubetas de espectrofotometría de 4,5 ml.

Figura 4.15: Tasa de dosis vs. Corriente. Distancia a la fuente: 100 cm.

Capítulo 5

Conclusiones

La verificación de manera experimental y por medio de simulaciones de la inexistencia de fugas de radiación en el diseño final del establecimiento permitió corroborar la radioprotección. Esta última se definió en función de normas nacionales y estándares internacionales para público general en las inmediaciones de una facilidad con una fuente de rayos X estableciendo una dosis efectiva límite de 1 mSv por año.

La comprobación del rendimiento de la fuente PXS EVO 225D/1200 permitió asegurar condiciones de homogeneidad del campo y estabilidad de la misma para futuros experimentos. A su vez, debido a la detección de su inestabilidad para corrientes mayores a 9 mA se estableció una restricción de potencia de 800 W para su uso.

La caracterización de los espectros con un tiempo muerto en el detector menor al 5% para distintas configuraciones de voltaje-corriente se correspondieron en su mayoría con lo esperado para un equipo de dichas características: rayos X característicos asociados al blanco de la fuente (W) y radiación Bremsstrahlung continua. También se comprobó la importancia de la alineación del sistema fuente-detector en la adquisición de los mismos, quedando evidenciadas irregularidades en el conjunto de espectros adquiridos para voltajes de 140 kVp a 200 kVp.

La caracterización dosimétrica de la fuente de radiación permitió establecer criterios de estabilidad y reproducibilidad para irradiación de muestras en condiciones controladas y de alta precisión, teniendo en cuenta las geometrías de irradiación utilizadas en las investigaciones desarrolladas en el laboratorio.

De esta manera, se sentaron las bases para realizar futuros experimentos y compararlos con simulaciones asociadas a los espectros obtenidos. Asimismo, se obtuvieron parámetros iniciales para trabajos de dosimetría con las geometrías disponibles en LaFAM.

En un futuro cercano se proyecta terminar de acondicionar la instalación para realizar microtomografías (3D) y radiografías (2D). De esta manera LaFAM no sólo tendrá herra-

mientas para investigaciones académicas sino que se podrá vincular con el sector privado.

Bibliografía

- [1] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH, 2008.
- [2] E. B. Podgorsak, *Radiation Physics for Medical Physicists*. Graduate Texts in Physics, Springer International Publishing, third ed., 2016.
- [3] *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103, 2007.
- [4] W. R. Leo, *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*. Springer-Verlag, second ed., 1992.
- [5] *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. International Atomic Energy Agency, 2014.
- [6] “Normas relativas a la instalación y funcionamiento de equipos generadores de rayos x.” Ministerio de Salud de la República Argentina, 2000.
- [7] T. Böhlen, F. Cerutti, M. Chin, A. Fassò, A. Ferrari, P. Ortega, A. Mairani, P. Sala, G. Smirnov, and V. Vlachoudis, “The FLUKA code: Developments and challenges for high energy and medical applications,” *Nuclear Data Sheets*, vol. 120, pp. 211–214, 2014.
- [8] A. Ferrari, P. Sala, A. Fassò, and J. Ranft, *FLUKA: a multi-particle transport code*. CERN, 2005.
- [9] P. Andreo, *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. IAEA, 1987.
- [10] A. M. Neville and J. J. Brooks, *Concrete technology*. Prentice Hall, second ed., 2010.
- [11] W. Nutsch, *Tecnología de la madera y del mueble*. Editorial Reverté, 2000.
- [12] “Cartas de suelos de córdoba.” Ministerio de Agricultura y Ganadería.
- [13] J. L. Devore, *Probability and statistics for engineering and the sciences*. Brooks-Cole, eighth ed., 2011.

- [14] J. A. Bearden, “X-ray wavelengths,” *Reviews of Modern Physics*, vol. 39, no. 1, pp. 78–124, 1967.
- [15] J. Vedelago, D. C. Obando, F. Malano, R. Conejeros, R. Figueroa, D. Garcia, *et al.*, “Fricke and polymer gel 2D dosimetry validation using monte carlo simulation,” *Radiation Measurements*, vol. 91, pp. 54–64, 2016.
- [16] D. Chacón, J. Vedelago, M. C. Strumia, M. Valente, and F. Mattea, “Raman spectroscopy as a tool to evaluate oxygen effects on the response of polymer gel dosimetry,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 150, pp. 43–52, 2019.

Apéndice A

Configuraciones para la adquisición de espectros

A.1. Distancia fuente-detector de 100 cm

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	ϕ colimador haz [mm]	ϕ colimador detector [μm]	Ganancia	Tiempo muerto [%]
105	0,5	3	100	12	2,86
100	0,5	3	100	12	2,76
95	0,5	3	100	12	2,75
90	0,5	3	100	12	2,84
85	0,5	–	100	12	3,09
80	0,5	–	100	12	2,72
75	0,5	–	100	12	2,25
70	0,5	–	100	12	1,81
65	0,5	–	100	12	1,47
60	0,5	–	100	12	1,45
55	0,5	–	100	12	1,24
50	0,5	–	100	12	1,45
45	0,5	–	200	12	2,28
40	0,5	–	400	12	4,15
35	0,5	–	400	12	1,95

A.2. Distancia fuente-detector de 220 cm

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	ϕ colimador haz [mm]	ϕ colimador detector [μm]	Ganancia	Tiempo muerto [%]
225	0,5	1	25	4	4,53
220	0,5	1	25	4	4,46
215	0,5	1	25	4	4,12
210	0,5	1	25	4	3,85
205	0,5	1	25	4	3,31
200	0,5	1	25	5	0,88
195	0,5	1	25	5	0,77
190	0,5	1	25	5	0,59
185	0,5	1	50	6	2,76
180	0,5	1	50	6	2,54
175	0,5	1	50	6	2,52
170	1,0	1	50	6	2,74
165	1,0	1	50	6	2,53
160	1,5	1	50	6	2,70
155	1,5	1	50	6	2,42
150	1,5	1	50	6	2,29
145	1,0	1	100	6	4,53
140	1,0	1	100	6	4,55
135	0,5	3	100	6	4,48
130	0,5	3	100	6	3,63
125	0,5	3	100	6	3,14
120	0,5	3	100	6	3,18
115	0,5	3	100	6	2,87
110	0,5	3	100	6	2,72
105	0,5	3	100	12	2,72
100	0,5	3	100	12	3,02
95	0,5	3	100	12	2,75
90	0,5	-	100	12	2,65
80	0,5	-	100	12	2,41
70	0,5	-	100	12	2,22
60	5,0	-	100	12	1,88
55	5,0	-	100	12	1,22
50	5,0	-	100	12	0,60

Apéndice B

Mediciones de dosis y tasas de dosis

B.1. Dosímetros tipo estrato

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
225	0,5	19,12	18,74
225	2,0	66,72	66,85
220	0,5	17,22	17,1
220	2,0	64,57	64,66
210	0,5	17,82	17,63
210	2,0	61,29	60,63
200	0,5	15,55	15,82
200	2,3	65,40	65,17
200	4,0	112,2	111,5
190	0,5	15,20	15,63
190	2,4	63,86	63,05
190	4,2	107,3	107,8
180	0,5	14,54	14,47
180	2,5	60,59	60,50
180	4,4	102,3	102,6
170	0,5	12,72	12,79
170	2,6	55,25	55,09
170	4,7	98,91	99,27
160	0,5	11,17	11,08

Continuación en la siguiente página

Tabla B.1 – *Continuación de la página anterior*

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
160	2,0	38,88	39,32
160	3,5	67,55	67,84
160	5,0	95,25	95,45
150	0,5	11,07	10,94
150	2,1	36,16	36,11
150	3,7	64,04	63,65
150	5,3	90,88	89,87
140	0,5	8,824	9,030
140	2,2	33,89	33,83
140	4,0	59,14	59,27
140	5,7	85,07	84,92
130	0,5	8,676	8,583
130	2,4	32,95	32,31
130	4,3	56,81	56,71
130	6,1	78,42	78,45
120	0,5	7,116	7,170
120	2,5	28,71	28,87
120	4,2	46,69	46,99
120	6,6	72,30	72,43
110	0,5	6,392	6,461
110	2,3	22,57	23,32
110	4,6	43,70	44,09
110	7,2	65,96	65,97
105	0,5	5,912	5,907
105	2,4	22,30	22,32
105	4,3	38,12	38,12
105	7,6	63,75	63,83
90	0,5	3,840	4,145
90	2,3	15,71	15,70
90	6,3	40,02	39,51
90	8,9	53,07	53,15

Continuación en la siguiente página

Tabla B.1 – *Continuación de la página anterior*

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
80	0,5	3,068	3,028
80	3,7	18,56	18,78
80	6,9	34,00	33,79
80	10,0	44,16	44,50
70	0,5	2,540	2,586
70	3,6	13,65	13,72
70	6,8	24,53	24,54
70	9,9	31,21	30,99
60	0,5	1,816	1,812
60	2,9	7,964	8,067
60	5,4	13,98	13,98
60	7,8	17,68	17,67
50	0,5	1,044	1,223
50	2,6	4,132	1,141
50	5,7	6,848	6,859
40	0,5	0,572	0,578
40	1,5	1,156	1,155
40	3,1	2,076	2,099
35	0,5	0,404	0,383
35	1,4	0,624	0,625

B.2. Dosímetros tipo cubeta

Para el cálculo de la dosis y tasa de dosis en la cubeta se utilizan los datos reportados y la ecuación 3.4. La variable F corresponde al espesor agregado al fantoma.

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	F = 3 mm		F = 4 mm		Dosis en cubeta	
		Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
225	0,5	17,07	17,62	17,23	17,12	17,19	17,20
225	2,0	66,01	65,69	65,92	65,92	65,94	65,94
220	0,5	16,90	16,56	17,26	17,17	17,17	17,19
220	2,0	65,23	65,50	62,87	62,42	63,46	63,31
210	0,5	17,26	17,15	17,22	17,31	17,23	17,23
210	2,0	58,02	57,74	59,70	59,58	59,28	59,39
200	0,5	15,23	15,35	15,56	15,50	15,48	15,50
200	2,3	63,91	63,59	63,45	63,35	63,57	63,54
200	4,0	107,7	107,9	106,9	106,9	107,1	107,1
190	0,5	14,49	14,60	13,98	14,06	14,11	14,08
190	2,4	59,82	59,91	59,24	59,35	59,39	59,35
190	4,2	103,1	103,5	103,2	102,9	103,2	103,2
180	0,5	13,59	13,60	12,78	13,20	12,98	12,93
180	2,5	56,63	56,74	56,11	56,17	56,24	56,21
180	4,4	98,48	98,57	98,11	98,23	98,20	98,18
170	0,5	11,73	11,81	12,27	12,13	12,14	12,17
170	2,6	54,83	54,61	53,84	54,29	54,09	54,03
170	4,7	95,54	95,63	94,84	94,65	95,02	94,97
160	0,5	11,02	11,04	11,74	11,43	11,56	11,61
160	2,0	37,35	37,63	37,20	37,14	37,24	37,23
160	3,5	64,11	64,55	63,59	63,63	63,72	63,69
160	5,0	91,47	91,77	90,91	91,05	91,05	91,02
150	0,5	10,04	9,976	9,812	9,958	9,869	9,850
150	2,1	35,73	35,48	34,49	34,65	34,80	34,72
150	3,7	61,44	61,33	59,86	60,26	60,26	60,16
150	5,3	86,17	86,18	85,82	85,70	85,91	85,89
140	0,5	9,268	9,240	9,556	9,362	9,484	9,502

Continuación en la siguiente página

Tabla B.2 – Continuación de la página anterior

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	F = 3 mm		F = 4 mm		Dosis en cubeta	
		Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
140	2,2	32,65	32,77	32,32	32,45	32,40	32,38
140	4,0	56,76	56,98	57,64	57,72	57,42	57,48
140	5,7	81,39	81,50	81,09	81,00	81,17	81,15
130	0,5	8,416	8,398	7,752	7,820	7,918	7,877
130	2,4	31,02	31,04	30,48	30,48	30,62	30,58
130	4,3	53,83	53,83	53,02	53,10	53,22	53,17
130	6,1	75,54	75,47	74,88	74,86	75,05	75,00
120	0,5	6,680	6,756	7,256	7,065	7,112	7,148
120	2,5	27,64	27,58	27,08	27,05	27,22	27,19
120	4,2	44,82	44,82	45,37	45,38	45,23	45,27
120	6,6	70,35	70,05	68,88	68,91	69,25	69,16
110	0,5	6,192	5,434	6,096	6,219	6,120	6,114
110	2,3	22,38	21,97	21,03	21,24	21,37	21,28
110	4,6	41,93	42,06	41,51	41,50	41,62	41,59
110	7,2	63,29	63,36	63,05	63,07	63,11	63,10
105	0,5	5,088	5,095	5,592	5,603	5,466	5,498
105	2,4	21,35	21,35	21,14	21,08	21,19	21,18
105	4,3	35,31	35,56	36,11	36,12	35,91	35,96
105	7,6	60,64	60,74	60,68	60,71	60,67	60,67
90	0,5	4,224	4,240	4,115	4,115	4,142	4,135
90	2,3	15,14	15,14	14,31	14,79	14,52	14,47
90	6,3	37,77	38,07	37,86	37,68	37,84	37,84
90	8,9	51,27	51,27	50,54	50,62	50,72	50,68
80	0,5	2,874	2,825	2,816	2,861	2,831	2,827
80	3,7	18,00	17,98	17,74	17,74	17,81	17,79
80	6,9	32,37	32,34	31,55	31,71	31,76	31,70
80	10,0	43,48	43,47	43,09	43,26	43,19	43,16
70	0,5	2,332	2,276	2,228	2,178	2,254	2,248
70	3,6	12,96	12,97	12,94	12,93	12,95	12,94
70	6,8	23,54	23,57	23,41	23,32	23,44	23,43
70	9,9	30,43	30,46	30,37	30,34	30,39	30,38

Continuación en la siguiente página

Tabla B.2 – *Continuación de la página anterior*

Voltaje [kV]	Corriente [mA]	F = 3 mm		F = 4 mm		Dosis en cubeta	
		Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]	Dosis [mGy]	Tasa de dosis [mGy/min]
60	0,5	1,456	1,482	1,688	1,680	1,630	1,645
60	2,9	7,432	7,437	7,767	7,680	7,683	7,704
60	5,4	12,97	13,02	12,98	12,98	12,98	12,98
60	7,8	17,26	17,25	17,36	17,37	17,34	17,34
50	0,5	1,128	1,088	1,096	1,098	1,104	1,102
50	2,6	4,084	4,079	4,012	4,003	4,030	4,026
50	5,7	6,567	6,567	6,600	6,582	6,592	6,594
40	0,5	0,468	0,472	0,456	0,447	0,459	0,458
40	1,5	0,992	0,974	0,908	0,906	0,929	0,924
40	3,1	1,840	1,839	1,808	1,815	1,816	1,814
35	0,5	0,304	0,291	0,332	0,335	0,325	0,327
35	1,4	0,484	0,479	0,548	0,547	0,532	0,536