



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO

POSGRADO DE CIENCIAS FÍSICAS

INSTITUTO DE FÍSICA E INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

**ESTUDIO DE LA RESPUESTA LUMÍNICA DEL DETECTOR DE
CENTELLEO EXRADIN W1 POR SIMULACIÓN MONTECARLO**

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

KARINA JAQUELINE PÉREZ MORALES

TUTOR PRINCIPAL:

DR. JOSÉ MANUEL LÁRRAGA GUTIÉRREZ

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:

DR. ARNULFO MARTÍNEZ DÁVALOS

INSTITUTO DE FÍSICA, UNAM

DRA. MARTHA ROSETE AGUILAR

INSTITUTO DE CIENCIAS APLICADAS Y TECNOLOGÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CIUDAD DE MÉXICO, AGOSTO 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

Agradecimientos personales

A mi familia por siempre apoyarme y no dejar que me rindiera. Gracias por siempre estar cuando más los necesitaba.

A mis amigos: Fabiola, Fernanda, Alan, Alejandro, Oswaldo, Alfredo y Oliver que siempre estuvieron pendientes de mis progresos.

A mis amigos del posgrado por ser un gran equipo: Aurora, Roberto, Ana Karen, Sebas, Andrés y Yoshio.

A Aurora por siempre hacernos compañía en el instituto de Neurología y apoyarnos en nuestros proyectos. Gracias por ayudarme en todo lo que pudiste y por ser mi amiga en esta nueva etapa de mi vida.

A Roberto por siempre darme ánimos y apoyarme cuando más lo necesitaba.

A mi tutor, el Dr. José Manuel Lárraga, por la paciencia y enseñanza brindada y estar pendiente del trabajo

A mi comité tutor por estar pendiente de mi trabajo y por todas las observaciones brindadas.

A mi comité sinodal por su tiempo para darme todas las observaciones y poder mejorar el presente trabajo.

A la Dra. Amanda García por estar pendiente de mi trabajo y darme ánimos para poder concluir mi trabajo.

A la Dra. Isabel Gamboa por sus enseñanzas y apoyo brindado durante mi estancia en la maestría y las observaciones para el presente trabajo.

Agradecimientos institucionales

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por la beca brindada para realizar mis estudios de maestría con CVU 1008701.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por brindarme un espacio y permitirme realizar mi proyecto de investigación.

Al posgrado de Ciencias Físicas por darme una formación académica de calidad.

Contenido

MOTIVACIÓN	7
CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO	9
1.1. Interacción de las partículas con la materia	9
1.2. Interacción de los fotones con la materia.....	9
1.2.1. Efecto Fotoeléctrico.....	10
1.2.2. Dispersión Compton.....	11
1.3. Interacción de los electrones con la materia	12
1.3.1. Colisiones suaves $b \gg a$	13
1.3.2. Colisiones duras ($b \sim a$)	14
1.4. Poder de frenado	14
1.4.1. El término de colisión suave.....	15
1.5. Transporte y generación de luz en la materia	15
1.5.1. Mecanismos de centelleo.....	15
1.5.2. Producción Cerenkov	19
1.5.3. Transporte de luz en la fibra.....	20
1.6. Conceptos dosimétricos	21
CAPÍTULO 2. MÉTODOS Y SIMULACIÓN	24
2.1. Características del detector Exradin W1	24
2.1.1. Interpretación del CLR.....	26
2.2. Geometrías y configuraciones estudiadas.....	27
2.3. Medidas experimentales	30
2.3.1. Configuración radial.....	31
2.3.2. Configuración axial	31

2.4. Simulación	32
2.4.1. Caracterización de la fuente de radiación.....	33
2.4.2. Simulación del detector	37
CAPÍTULO 3. RESULTADOS	47
3.1. Resultados experimentales.....	47
3.1.1. Configuración radial.....	47
3.1.2. Configuración axial	47
3.2. Resultados calculados en TOPAS.....	49
3.2.1. Caracterización de un haz de 6 MV.....	49
3.2.2. Caracterización de un haz de 10 MV.....	51
3.2.3. Caracterización de un haz de rayos gamma de Co-60.....	52
3.3. Dependencia volumétrica del detector.....	53
3.3.1. Geometría radial (perpendicular al haz de radiación)	53
3.4. Resultados de la fibra de centelleo	53
3.4.1. Resultados dosimétricos.	53
3.4.2. Resultados ópticos	55
3.4.3. Método de corrección	58
CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	76
4.1. Resultados experimentales.....	76
4.2. Resultados en Simulación	76
Dependencia volumétrica.....	76
Resultados ópticos.....	76
Métodos de corrección	77
CONCLUSIONES.....	79

REFERENCIAS	80
APÉNDICE.	84

MOTIVACIÓN

La técnica estereotáctica es cada vez más relevante en la radioterapia moderna debido a la detección temprana de lesiones malignas y benignas lo cual permite el uso de campos pequeños de radiación y altas dosis administradas en una sola sesión o en un esquema hipofraccionado. En consecuencia, se debe realizar una dosimetría correcta para garantizar la eficacia del tratamiento y la protección del tejido sano.

La dosimetría de campos pequeños es un reto debido a las limitaciones que presentan la mayoría de los dosímetros como son la baja resolución espacial, la no equivalencia radiológica a agua y la dependencia de la respuesta del detector con la energía del campo de radiación (Morin, 2013). En consecuencia, existe un gran interés para desarrollar detectores que superen estos retos. En particular, el uso de detectores a base de plásticos centelladores resuelve varios de estos problemas. Los detectores de centelleo son tejido-equivalente, su respuesta es independiente de la energía y poseen una adecuada resolución espacial desde campos mayores que 1.0 cm.

La respuesta de los detectores de centelleo consiste en dos partes, la primera corresponde a la luz de centelleo y la segunda a contaminación por luz Cerenkov por lo que el uso de estos detectores requiere de una corrección por producción de luz Cerenkov. Para compensar este efecto, se recomienda el “Procedimiento de calibración de Cerenkov” mediante espectroscopia de dos canales. La espectroscopia de dos canales, adecuada para condiciones de campo pequeño, permite determinar los factores de corrección necesarios para eliminar la influencia de la radiación de Cerenkov en los valores de dosis medidos (Burke, 2017).

Recientemente, se han investigado varias áreas de aplicación de los dosímetros de centelleo y se ha descrito la utilidad de estos detectores en radioterapia. Se han realizado mediciones y simulaciones de Monte Carlo para evaluar el uso del detector W1 en dosimetría de haz de fotones con tamaños de campo pequeño (Burke, 2017).

En el presente trabajo se pretende modelar la respuesta del detector de centelleo Exradin W1 para dosimetría clínica en condiciones estereotácticas utilizando métodos de simulación Monte Carlo del transporte de luz. En particular para determinar las condiciones y validez

del método de corrección por radiación Cerenkov establecido por el fabricante del detector. Para ello se realizará la simulación Monte Carlo en TOPAS.

OBJETIVO GENERAL:

Caracterizar el detector de centelleo Exradin W1 para la dosimetría relativa en campos pequeños estáticos en radioterapia.

Objetivos particulares

- Diseñar una simulación en TOPAS de las geometrías del detector Exradin W1 y el campo de radiación para estimar la contaminación generada por radiación Cerenkov a través de una fibra de centelleo al ser irradiado por un haz de fotones de 6 MV, 10 MV y rayos gamma de Co-60.
- Determinar las condiciones y validez del método de corrección por radiación Cerenkov establecido por el fabricante del detector.

CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se dan los conceptos fundamentales necesarios de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Así como la producción de luz en plásticos de centelleo y su transporte en fibras ópticas.

1.1. Interacción de las partículas con la materia

La radiación se puede dividir en 2 categorías: radiación ionizante o radiación no ionizante. La radiación no ionizante no puede ionizar la materia ya que la energía es menor que el potencial de ionización del átomo o molécula que la absorbe (Podgorsak E.B., 2010). La radiación ionizante es caracterizada por su capacidad de excitar e ionizar los átomos de la materia con la que interacciona (Attix, F. H., 1986). Los campos de radiación ionizante de interés para este trabajo son los campos de fotones (rayos-X y gamma) así como los campos de electrones (partículas cargadas).

1.2. Interacción de los fotones con la materia

Existen cinco tipos de interacciones con la materia por fotones de rayos X y γ que deben considerarse:

1. Dispersión Compton (incoherente)
2. Efecto fotoeléctrico
3. Producción de pares
4. Dispersión de Rayleigh (coherente)
5. Interacciones fotonucleares

Los primeros tres son los más importantes en radioterapia y radiodiagnóstico porque dan como resultado la transferencia de energía a electrones del medio. La probabilidad de ocurrencia de estos procesos se puede describir principalmente en función de dos magnitudes: la energía de los fotones ($h\nu$) y el número atómico del medio (Z). La Figura 1 se observan las regiones de Z y $h\nu$ donde domina cada interacción, las líneas continuas

corresponden a que existe la misma probabilidad de que ocurran los dos procesos que se encuentran en la frontera. Se puede observar que, para fotones de baja energía, el efecto fotoeléctrico es dominante, lo cual tiene relevancia en radiodiagnóstico. El Efecto Compton es dominante para fotones con energías entre 100 keV y 10 MeV. El efecto Compton es el fenómeno más importante en radioterapia. La producción de pares inicia con fotones con energías > 1.022 MeV.

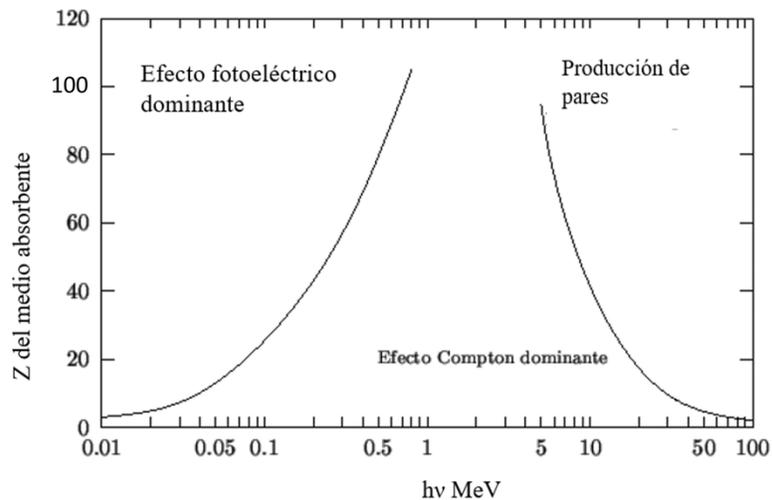


Figura 1. Los procesos de interacción dominantes de los fotones en la materia, según la energía del fotón $h\nu$ y el número de protones atómicos Z del material absorbente (Attix, F. H., 1986).

Estas tres interacciones dan como resultado la transferencia de una fracción o toda la energía de los fotones a los electrones en el medio. Dada la importancia de los efectos fotoeléctrico y Compton en aplicaciones médicas, a continuación, se describe brevemente cada una de estas dos interacciones.

1.2.1. Efecto Fotoeléctrico

En este efecto, los fotones incidentes con energía cuántica $h\nu$ interactúan con los electrones de las capas internas con energía de enlace E_b . El fotón incidente cede energía al electrón atómico, lo que da como resultado la total absorción del fotón y la liberación del electrón. La energía cinética (T) del electrón es entonces,

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

El efecto fotoeléctrico no puede ocurrir a menos que la energía del fotón incidente satisfaga que $h\nu > E_b$. Si se cumple que $h\nu > E_b$, cuanto menor sea $h\nu$, más probable es que ocurra el efecto fotoeléctrico. La probabilidad de interacción (sección transversal) por átomo del efecto fotoeléctrico para fotones con energías $h\nu \lesssim 0.1$ MeV, donde el efecto fotoeléctrico es más relevante, está dada por:

$${}_a\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \frac{cm^2}{\text{átomo}} \quad (2)$$

Como se observa en la ecuación 2, la sección transversal crece rápidamente para Z altos, mientras disminuye rápidamente conforme aumenta la energía del fotón. Por consiguiente, este efecto es dominante para fotones de baja energía y Z altos.

1.2.2. Dispersión Compton

En este efecto los fotones incidentes solo pierden una fracción de su energía, dando como resultado un fotón con menor energía (fotón dispersado) y un electrón libre. La interacción es con los electrones de las capas externas del átomo, cuyas energías de ligadura son despreciables. En este caso la energía cinética del electrón es,

$$T = h\nu - h\nu' \quad (3)$$

donde $h\nu'$ es la energía del fotón dispersado, la cual es

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (4)$$

donde θ es el ángulo de dispersión del fotón. La probabilidad de interacción (sección transversal) por electrón del efecto Compton es,

$${}_e\sigma = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (5)$$

donde α es la energía normalizada del fotón incidente relativa a la masa en reposo del electrón (511 keV) y r_0 es el radio clásico del electrón $\left(\frac{e^2}{m_0 c^2}\right)$. Como se puede observar, la probabilidad es independiente de Z .

En la Figura 2 se muestran esquemáticamente el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton.

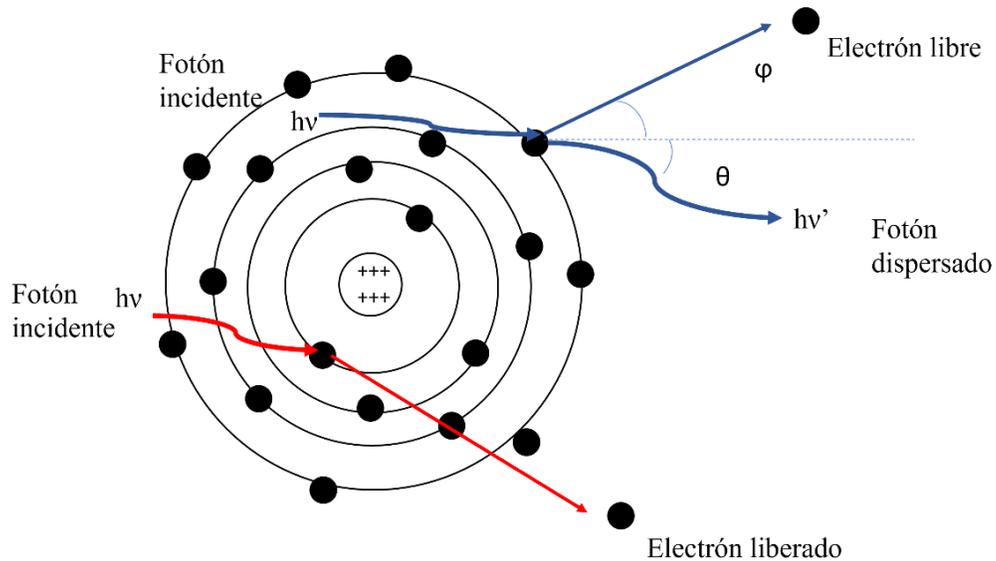


Figura 2. Diagrama dibujado representativo del efecto fotoeléctrico y dispersión Compton. En azul se muestra la dispersión Compton donde el electrón liberado sale con un ángulo ϕ y el fotón dispersado con un ángulo θ . En rojo se muestra la interacción del efecto fotoeléctrico.

1.3. Interacción de los electrones con la materia

Los procesos de transferencia de energía entre los fotones y la materia dan como resultado electrones libres y átomos ionizados. Los electrones tienen la capacidad de ionizar el medio debido a las interacciones coulombianas entre partículas cargadas (entre los electrones libres y los electrones ligados).

El tipo de interacción de Coulomb de las partículas cargadas se puede caracterizar por la magnitud relativa del parámetro de impacto b y el radio del átomo a (Attix, F. H., 1986). En la Figura 3 se muestra el esquema que representa el parámetro de impacto y el radio atómico a .

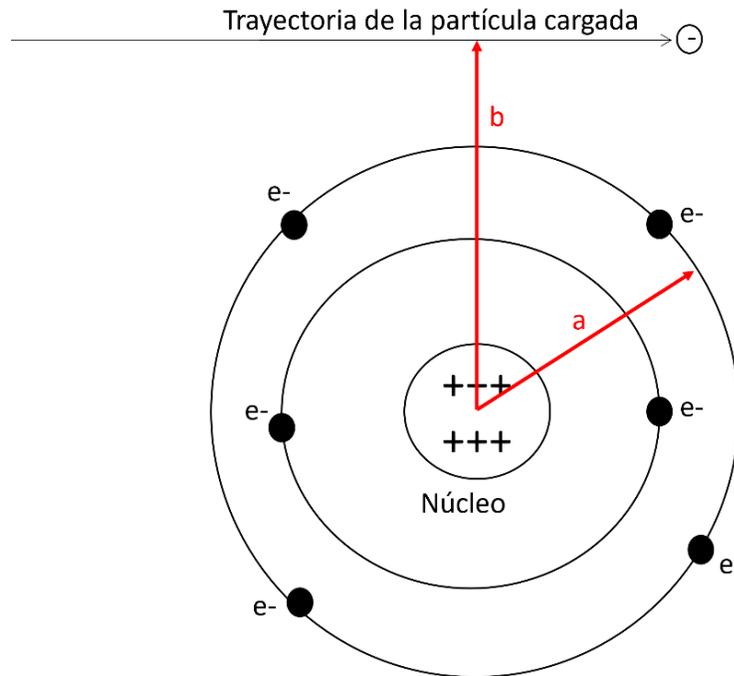


Figura 3. Parámetros importantes en las colisiones de partículas cargadas con los átomos: radio atómico clásico a ; parámetro de impacto clásico b (Attix, F. H., 1986).

La interacción de las partículas cargadas con la materia se puede clasificar en:

- A. Colisiones suaves $b \gg a$
- B. Colisiones duras $b \sim a$
- C. Interacciones coulombianas con el campo externo del núcleo $b \ll a$
- D. Interacciones nucleares por partículas cargadas pesadas

Las interacciones más relevantes en radioterapia son A, B y C. A y B son de interés en dosimetría por lo que se describen a continuación.

1.3.1. Colisiones suaves $b \gg a$

Es cuando el campo de fuerza de Coulomb de la partícula afecta a todo el átomo, a veces distorsionándolo, excitándolo a energías mayores o ionizándolo (Attix, F. H., 1986).

En determinadas condiciones, una parte muy pequeña de la energía gastada por una partícula cargada en colisiones suaves puede ser emitida por el medio absorbente en forma de luz blanca azulada coherente llamada radiación Cerenkov. Si la velocidad u ($u = \beta c$, donde β es el cociente entre la velocidad de la partícula y, c es la velocidad de la luz en el vacío) de una partícula cargada que atraviesa un material dieléctrico transparente de índice de refracción n

excede c/n (la velocidad de la luz en el medio), la radiación de Cerenkov se emite en un ángulo ξ (en relación con la dirección de la partícula), donde

$$\xi = \arccos\left(\frac{1}{\beta n}\right) \quad (6)$$

De esta forma, los fotones de Cerenkov forman un frente de onda semicircular con un ángulo de 90° (detrás de la partícula, como una onda de choque empuja un objeto hipersónico que se mueve por el aire). La energía emitida en forma de radiación Cerenkov es solo una fracción insignificante ($<0.1\%$) de la energía disipada por las partículas cargadas por excitación atómica e ionización por colisiones suaves y, en general, no es relevante en la física radiológica.

1.3.2. Colisiones duras (b ~ a)

En este caso es más probable que la partícula incidente interactúe principalmente con los electrones del átomo y lo ionice, creando así un par electrón-átomo ionizado. A los electrones liberados de sus estados ligados se les llama también rayos delta. Estos electrones distribuyen su energía cinética a lo largo de su trayectoria de la misma forma que los electrones primarios.

1.4. Poder de frenado

El valor esperado de la variación de la pérdida de energía por unidad de longitud de trayectoria x debida a partículas cargadas de tipo Y y con energía cinética T en el medio de número atómico Z se denomina poder de frenado $\left(\frac{dT}{dx}\right)_{Y,T,Z}$ (Attix, F. H., 1986).

El poder de frenado se puede dividir en: de colisión y radiativo. El primero es el cambio de la energía perdida debido a la suma de colisiones blandas y duras, comúnmente conocidas como "interacciones de colisión", por unidad de longitud de trayectoria. La energía consumida en la colisión radiativa transportada lejos de la trayectoria de la partícula cargada por los fotones, mientras que la energía consumida en la interacción de colisión produce ionización y excitación, lo que contribuye a la dosis cerca de la trayectoria.

El poder de frenado de colisión a su vez se puede dividir en dos partes, una correspondiente al término de colisiones suaves y otra correspondiente al término de colisiones duras. En ambas, existe transferencia de energía al medio. Sin embargo, las colisiones suaves no producen ionización, mientras que las colisiones duras si ionizan el medio.

El poder de frenado radiativo es la debida a interacciones radiativas. A menos que se especifique lo contrario, se puede suponer que la potencia de frenado radiativo se basa únicamente en la producción de radiación de frenado (El efecto de la aniquilación en vuelo, que solo es relevante para los positrones y se contabiliza por separado). La energía gastada en colisiones radiativas es llevada fuera de la traza de partículas cargadas por los fotones, mientras que la gastada en interacciones de colisión produce ionización y excitación, contribuyendo a la dosis.

1.4.1. El término de colisión suave

El término de colisión suave para un electrón o una partícula cargada pesada con una carga elemental z , fue desarrollado por Bethe suponiendo que la velocidad de la partícula ($v = c\beta$) es mayor que la velocidad orbital máxima del orbital de Borh (u) de electrones atómicos (Attix, F. H., 1986). El error fraccionario en la suposición es del orden de $(u/v)^2$ y la fórmula de Bethe se aplica para $(u/v)^2 \sim (Z/137\beta)^2 \ll 1$. La ecuación de colisión suave de Bethe se puede escribir como (Attix, F. H., 1986):

$$\left(\frac{dT_s}{\rho dx}\right)_c = \frac{2Cm_0c^2z^2}{\beta^2} \left[\ln \left(\frac{2m_0c^2\beta^2H}{I^2(1-\beta^2)} \right) - \beta^2 \right] \quad (7)$$

donde $C = \pi (N_A Z / A)$, $r_0^2 = 0.150 Z/A \text{ cm}^2/\text{g}$, en la que $N_A Z/A$ es el número de electrones por gramo del medio de frenado y r_0 es el radio clásico del electrón, el cual ya se definió.

1.5. Transporte y generación de luz en la materia

En esta sección se dará una breve introducción sobre el mecanismo de producción de centelleo, de la producción de luz Cerenkov y finalizará con el transporte de la luz en medios transparentes como en una fibra óptica.

1.5.1. Mecanismos de centelleo

Un centellador es un material que emite luz a través de procesos llamados fluorescencia y fosforescencia después de ser excitado, en este caso es con radiación ionizante. La diferencia entre ellos radica en el tiempo entre absorción y reemisión. En el caso de la fluorescencia, es

inmediata (menos de 10 ns) mientras que en la fosforescencia transcurre en más tiempo, de modo que los materiales fosforescentes emiten luz en la oscuridad (García et al., 2012)

Existen dos tipos principales de centelladores: inorgánicos y orgánicos.

En el caso de un centellador inorgánico, es caracterizado por su estructura electrónica de bandas, la cual describe aquellos rangos de energía que un electrón puede tener (llamados bandas permitidas), y aquellos rangos de energía a los que un electrón no puede acceder (bandas prohibidas). Se denomina banda de valencia al rango de energías más alto que se encuentra ocupado por electrones en el estado base y, los electrones que están localizados en esta banda (y las de inferior energía también) se encuentran asociados a un sitio de la red. Por otro lado, los electrones que pueblan la banda de conducción, rango por encima de la banda de valencia, se encuentran localizados y pueden moverse libremente por el cristal. En un centellador inorgánico, si un electrón absorbe energía y logra ser promovido a la banda de conducción, deja un hueco en el lugar que ocupaba en la banda de valencia. Si el electrón logra pasar del estado excitado al estado base, se recombina con el hueco y recupera su lugar en la banda de valencia (Knoll, 2010).

Por otro lado, para un centellador orgánico el centelleo ocurre después de la transición entre los niveles de energía molecular excitados y los estados fundamentales de los electrones correspondientes (Knoll, 2010).

Un centellador inorgánico tiene un centelleo más brillante que uno orgánico; sin embargo, tiene un tiempo de decaimiento más lento. En la Figura 4 se muestra un diagrama de la respuesta de un centellador arbitrario, en esta se muestra el tiempo de decaimiento que hace referencia a la dinámica de la respuesta óptica $I(t)$ caracterizada por τ .

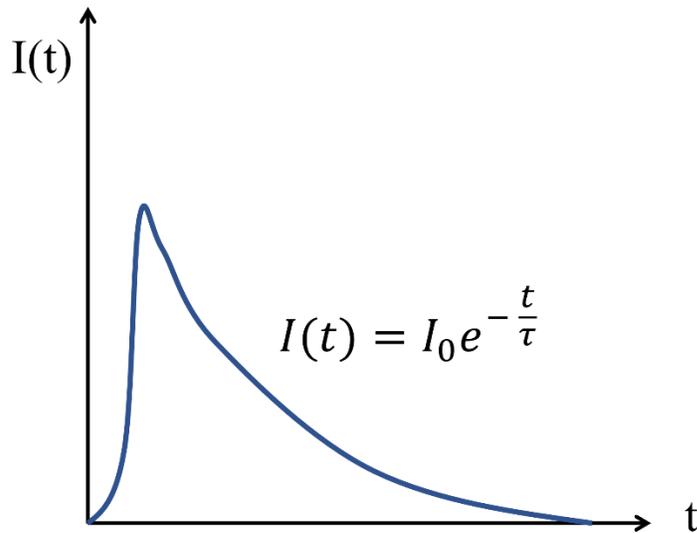


Figura 4. Esquema dibujado de la respuesta de un centellador.

En la Figura 5 se muestra el diagrama de Jablonski, el cual explica tanto el fenómeno de fosforescencia como el de fluorescencia a nivel atómico-molecular.

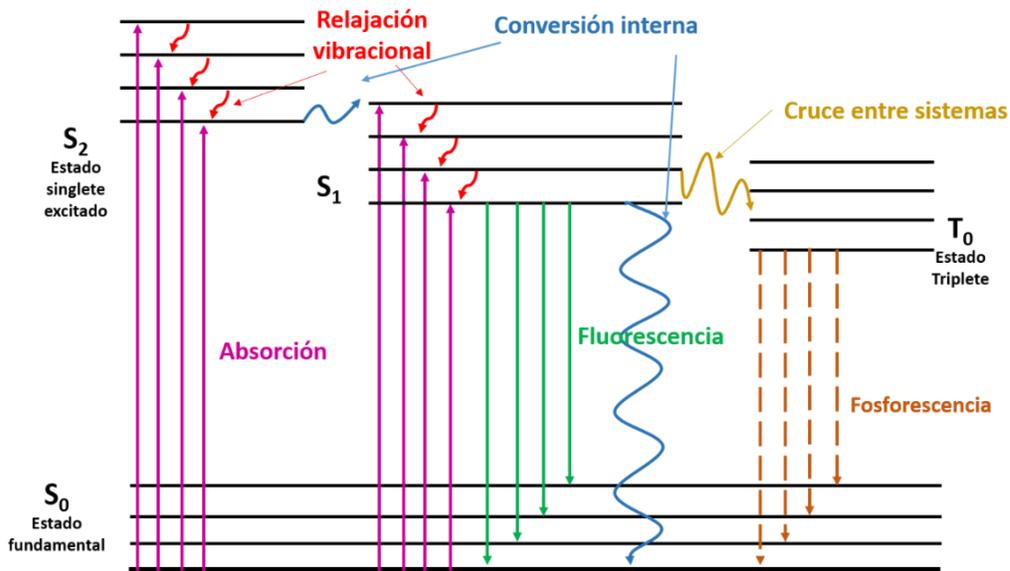


Figura 5. Diagrama de Jablonski (Martínez, 2006).

Casi todos los detectores de radiación basados en centelleo tienen una configuración similar y esta consiste en lo siguiente: el centellador emite su luz y esta es enviada a un dispositivo electrónico, ya sea tubo fotomultiplicador o un fotodiodo, que está acoplado ópticamente al

centellador. Un tubo fotomultiplicador y un fotodiodo convierten la luz incidente en un impulso eléctrico. Para el caso de un fotomultiplicador, los fotones de centelleo golpean el fotocátodo y emiten electrones debido al efecto fotoeléctrico, los electrones emitidos se enfocan y envían al primero de una serie de electrodos llamados dínodos. Estos electrodos tienen un potencial en continuo aumento. Algunos electrones emitidos por el fotocátodo chocan con el primer dínodo para generar electrones secundarios y luego con el segundo dínodo hasta que se obtiene un pulso eléctrico significativo en la salida del dispositivo. Por otro lado, un fotodiodo es un dispositivo electrónico que consiste en una estructura de estado sólido tipo *pn*. Al igual que el tubo fotomultiplicador, un fotón de luz del haz de luz interacciona con el fotodiodo y transfiere energía a un electrón generando un movimiento de este y creando a su vez un hueco de carga positiva

Las características principales de un detector de centelleo son:

- a. Tiempo de respuesta muy rápido. Esto es muy útil cuando se miden tasas de llegada de pulsos muy altas.
- b. Respuesta lineal como función de la energía del haz en un amplio rango. Tanto luz producida en el material centellador como la carga generada en el tubo fotomultiplicador o en el fotodiodo tienen un comportamiento lineal con la energía depositada por la radiación en el centellador, por lo que la combinación de los dos da como resultado un detector con una respuesta energética lineal.
- c. Debido a la densidad del material de centelleo su sensibilidad a la radiación es mucho mayor que los detectores de ionización de gas.
- d. La resolución energética es baja. Esto se debe a que la salida de luz del centellador es baja y los fotodiodos tienen poca resolución.
- e. Identificación de la radiación incidente por la forma del pulso. Algunos materiales de centelleo proporcionan pulsos diferentes según el tipo de radiación incidente.
- f. Los centelladores orgánicos presentan tiempos de desexcitación muy rápidos del orden de nanosegundos.

1.5.2. Producción Cerenkov

Como ya mencionó en la sección 1.3.2, la producción de radiación Cerenkov ocurre cuando una partícula cargada en un medio dieléctrico se mueve más rápido que la velocidad de la luz en el medio. Si consideramos la luz como una onda, como se observa en la Figura 6, los fotones de Cerenkov forman un frente de onda semicircular con un ángulo de 90° .

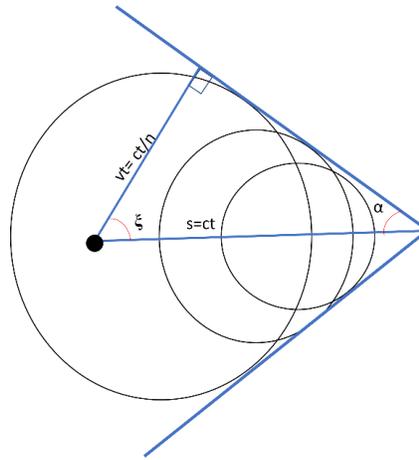


Figura 6. Frentes de onda esféricos para radiación Cerenkov.

Es posible estimar el espectro de emisión de salida de un detector Cerenkov haciendo uso de la ecuación:

$$I(\nu) = \frac{2\pi e^2}{c^2} \nu \left[1 - \frac{c^2}{n^2 \nu^2} \right] f \quad (8)$$

Donde ν es la velocidad de la partícula en el medio, f la frecuencia de la partícula y n el índice de refracción del medio. Como se puede observar en la ecuación 9, la función depende de la frecuencia y esta a su vez está relacionada con el inverso de la longitud de onda. Por lo tanto, la señal de la radiación Cerenkov es inversamente proporcional a la longitud de onda. Un espectro de emisión de radiación Cerenkov se puede observar en la Figura 7, es importante mencionar que tiene componentes en longitudes de onda desde 400 hasta 700 nm con mayor contribución en longitudes de onda correspondientes al azul.

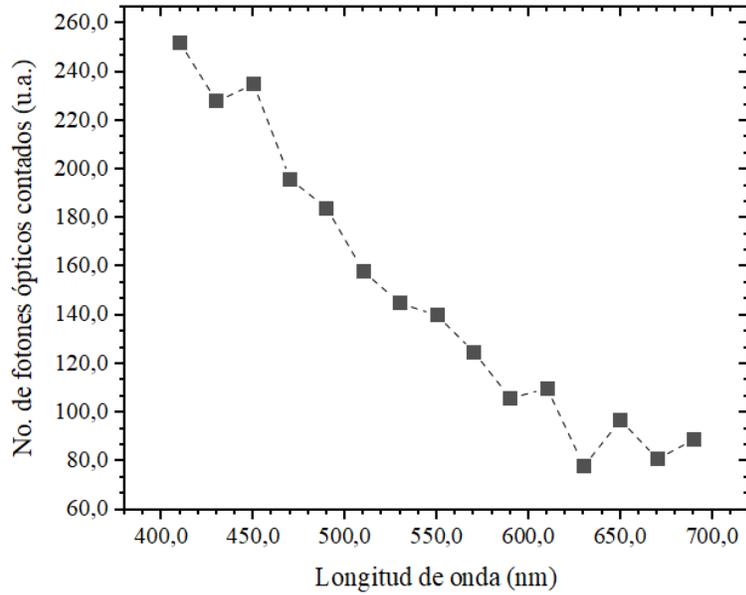


Figura 7. Espectro Cerenkov considerando un material de centelleo de poliestireno acoplado a una fibra óptica de PMMA el cual fue obtenido por MonteCarlo en TOPAS.

1.5.3. Transporte de luz en la fibra

Existen otros efectos que experimentan los fotones dentro de la materia, por ejemplo, los efectos ópticos como la refracción y la reflexión en superficies entre diferentes materiales. Estos efectos son especialmente importantes para fotones con energías / (longitudes de onda) en el rango óptico (~1.5 eV a ~3.1 eV o ~400 nm a ~800 nm).

La magnitud de la refracción y reflexión de las ondas electromagnéticas depende del índice de refracción n del material en el que se propaga la onda. En la descripción macroscópica, la velocidad de la luz (es decir, la velocidad de fase v_{fase} de las ondas electromagnéticas) es menor en el material que en el vacío. Debido a que la energía de los fotones de la luz $E_{\gamma} = h\nu$ y su momento $p_{\gamma} = h\nu/c$ no cambian, la frecuencia de la onda debe permanecer igual y, por lo tanto, su longitud de onda no debe cambiar:

$$v = \frac{v_{fase,vacío}}{\lambda_{vacío}(\nu)} = \frac{v_{fase,material}}{\lambda_{material}(\nu, v_{fase,material})} \quad (9)$$

En la superficie entre dos regiones con diferentes índices de refracción, una parte de la onda electromagnética se refleja y la otra parte se refracta.

Las reglas para el cambio de dirección de la onda electromagnética en caso de refracción y reflexión, así como la fracción de intensidad de onda reflejada y refractada (es decir, la probabilidad de que un solo fotón se refleje o refracte en la descripción de la partícula) se pueden derivar de las ecuaciones de Maxwell. Los resultados conocidos son la ley de reflexión entre el ángulo de reflexión θ_r y el ángulo de incidencia θ_i :

$$\theta_r = \theta_i \tag{10}$$

y la ley de Snell entre el ángulo de refracción θ_t y el ángulo de incidencia θ_i :

$$n_t \sin \theta_t = n_i \sin \theta_i \tag{11}$$

En la Figura 8 se muestra un diagrama del transporte de luz a través de la fibra óptica.

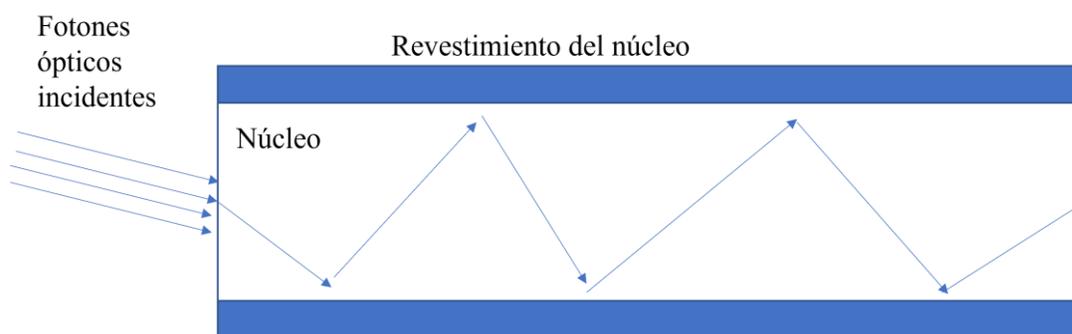


Figura 8. Diagrama del transporte de luz en una fibra óptica.

La magnitud de importancia en radioterapia es la dosis absorbida en agua por lo que a continuación se mencionan los conceptos dosimétricos útiles para el presente trabajo.

1.6. Conceptos dosimétricos

La dosis absorbida es una magnitud que expresa la cantidad de energía absorbida, para cualquier tipo de radiación o material, por unidad de masa del material. La unidad de medida de esta magnitud se llama Gray (Gy), que corresponde a 1 J/kg (TRS-398, IAEA 2005).

La dosimetría clínica requiere medidas como distribuciones de porcentajes de dosis en profundidad (PDD), razón tejido-maniquí 20,10 (TPR_{20,10}), perfiles transversales del haz y factores de campo en función del tamaño de campo para condiciones de referencia. Estas medidas se pueden realizar con geometrías utilizadas en radioterapia, las cuales son: SSD

(distancia fuente superficie) o SAD (distancia fuente isocentro) (TRS-398, IAEA 2005). Debido a la importancia de estos conceptos en el presente trabajo, se definen brevemente a continuación.

Una curva PDD se determina en el eje central, con una SSD de 100 cm y un campo cuadrado de 10 cm de lado en la superficie del maniquí, y está normalizada a la dosis máxima como el 100 %. En la ecuación 13 se muestra la expresión para obtenerla.

$$PDD(z) = 100\% \frac{D(z)}{D_{\text{máx}}} \quad (12)$$

Otra medida relevante es el $TPR_{20,10}$, que es el índice de calidad del haz Q para fotones de alta energía que son generados por aceleradores de uso clínico. Este es el cociente de las dosis absorbidas a profundidades de 20 cm y 10 cm y se mide con una SAD de 100 cm a un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado en el isocentro. En la expresión 14 se muestra una relación para calcular el factor $TPR_{20,10}$ en función del $PDD_{20,10}$ (TRS-398, IAEA 2005).

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (13)$$

El factor de campo se determina mediante el cociente de lecturas para un tamaño de campo dado y las lecturas en condiciones de referencia. Las condiciones de referencia son una SSD de 100 cm, obtenidas a 10 cm de profundidad y un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado en la superficie del maniquí. Las lecturas deben ser corregidas por los factores de corrección por influencia (presión y temperatura, recombinación y polarización). En la ecuación 15 se muestra la expresión para determinar el factor de campo (TRS-483, IAEA 2017).

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (14)$$

Donde $D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la dosis en agua a los diferentes tamaños de campo clínicos (clin) y $D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la dosis en agua del campo de referencia (10 cm) (campo de referencia específico de la máquina msr).

Mientras que el factor de salida es el cociente de las dosis en el centellador, tal como se muestra en la ecuación 16

$$OF = \frac{D_{s, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{s, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (15)$$

Donde $D_{s, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la dosis en el centellador a los diferentes tamaños de campo clínicos (clin) y $D_{s, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la dosis del campo de referencia (10 cm) (campo de referencia específico de la máquina msr).

CAPÍTULO 2. MÉTODOS Y SIMULACIÓN

En el presente capítulo se muestran las características del detector Exradin W1, se describe la metodología empleada para obtener las medidas experimentales y se detallan las consideraciones usadas en la simulación, con la finalidad de especificar los elementos, las condiciones y la metodología que permitió la obtención de los resultados que son presentados en este trabajo. Con esta información se puede repetir el experimento y simulación lo que da pie a la comprobación y mejora de lo que aquí se aporta.

2.1. Características del detector Exradin W1

El detector Exradin W1 consiste en una fibra de centelleo basada en poliestireno acoplada a una fibra óptica de PMMA de 3 m y leída por un fotodetector. La fibra de centelleo es un cilindro con un diámetro de 1 mm y una longitud de 3 mm. Según el fabricante, el punto de medición efectivo está en el centro de la fibra de centelleo (Burke, 2017).

En la Figura 9 se muestra un esquema de las configuraciones propuestas por el fabricante (mínima en amarillo y máxima en rojo) y el detector Exradin W1.

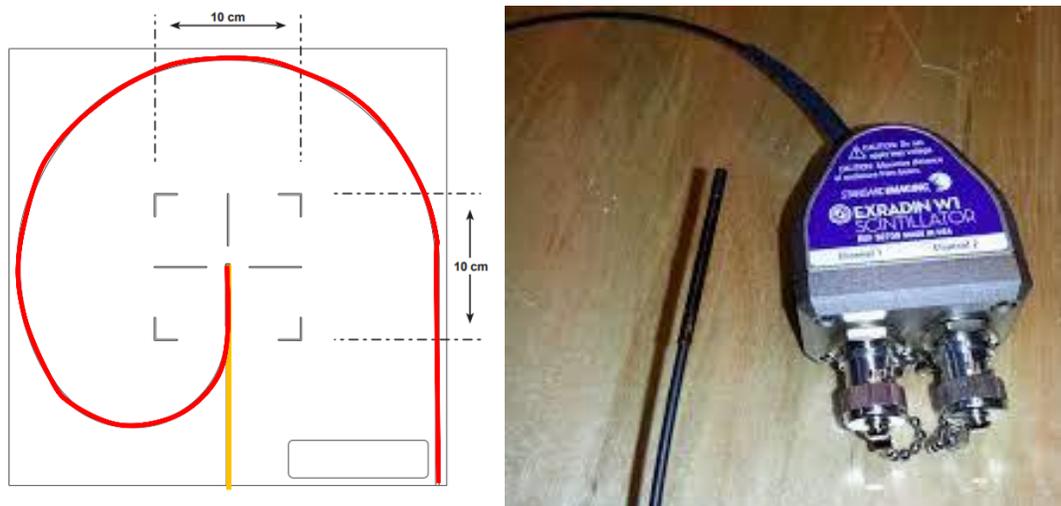


Figura 9. Izquierda: Configuración máxima (en rojo) y configuración mínima (en amarillo) de la fibra óptica acoplada a la fibra de centelleo del detector Exradin. Derecha: Detector Exradin W1 [Exradin W1 Scintillator user manual Ref 92739 (2012)].

La respuesta del detector tiene dos componentes, una verde (A) y una azul (A), debidas a la luz que producen la fibra de centelleo y la fibra óptica en función de la dosis en todo el detector.

La dosis absorbida en agua D_w medida por el detector W1 se expresa como (Burke, 2017):

$$D_w = G (SC1 - SC2 \cdot CLR) \quad (16)$$

Donde SC1 (V) y SC2 (A) son las cargas recolectadas en los canales 1 y 2, respectivamente. El factor G (ganancia) es el factor de calibración cruzada para la dosis absorbida en agua (determinado con una cámara de ionización), para las condiciones de referencia (TRS-398, IAEA 2005) o medición de dosis de campo pequeño $4 \times 4 \text{ cm}^2$ (TRS-483, IAEA 2017).

El coeficiente CLR es el cociente de radiación Cerenkov en los canales verde y azul y se determina utilizando el "procedimiento de calibración de Cerenkov" descrito por el fabricante para mediciones de campo pequeño (Burke, 2017). El término " $-SC2 \cdot CLR$ " en la ecuación 16 ayuda a eliminar la contribución por la radiación Cerenkov que fue generada en el centellador (principalmente verde) y en la fibra óptica (principalmente azul) a la señal del detector (Burke, 2017).

El valor del coeficiente CLR se determina midiendo las cargas SC1 y SC2 en configuración máxima y mínima con un tamaño de campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, descritas en la sección 2.2, con la siguiente expresión (Burke, 2017).

$$CLR = \frac{SC1_{m\acute{a}x,40} - SC1_{m\acute{i}n,40}}{SC2_{m\acute{a}x,40} - SC2_{m\acute{i}n,40}} \quad (17)$$

Los índices "máx" y "mín" corresponden a la configuración de fibra óptica máxima y mínima, respectivamente. El índice "40" indica el tamaño del campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

Para dosimetría relativa (ejemplos de esta son factores de campo, perfiles de dosis, entre otros), se puede eliminar el factor de ganancia debido a que estas magnitudes se definen como un cociente de dosis:

$$\text{Medida relativa} = \frac{(SC1 - SC2 \cdot CLR)_{\text{sclin}}}{(SC1 - SC2 \cdot CLR)_{\text{Ref}}} \quad (18)$$

Para medidas absolutas, la ganancia se obtiene con la siguiente expresión:

$$G = \frac{Dosis_{10}}{SC1_{min10} - SC2_{min10} \cdot CLRLR} \quad (19)$$

Donde $Dosis_{10}$ es la dosis para un tamaño de campo de 10 cm de lado

2.1.1. Interpretación del CLR

La dosis absorbida en agua se puede expresar como la suma de las señales ópticas correspondientes a ambos canales, verde (V) y azul (A), ponderados por dos constantes a y b las cuales tienen las unidades para convertir la señal óptica en dosis (Frelin, 2005),

$$D_w = aV + bA \quad (20)$$

La suma de los dos canales se debe a que la señal óptica del detector contiene contribuciones tanto del canal verde como del canal azul. Las constantes a y b estiman dicha contribución en cada uno de los canales.

Al comparar la ecuación 20 con la ecuación 16 y factorizar la constante “a” se puede intuir que esta corresponde al valor de la ganancia del detector, por lo que el factor b/a corresponde a $-CLR$. Al tener este último en las configuraciones máxima y mínima en función de las señales ópticas A y V de la ecuación 20 y, haciendo un desarrollo algebraico se obtiene que b/a como se muestra en la ecuación 21. Es importante mencionar que el coeficiente CLR se calcula con la misma tasa de dosis en el mismo tamaño de campo, modificando únicamente la configuración de la fibra óptica ($D_{máx} = D_{mín}$):

$$\frac{b}{a} = (V_{mín} - V_{máx}) / (A_{máx} - A_{mín}) = - (V_{máx} - V_{mín}) / (A_{máx} - A_{mín}) = -CLR \quad (21)$$

Como se puede observar en la ecuación 20, las componentes V y A tienen contribuciones tanto de señal de centelleo como Cerenkov y, en general, cada canal se puede escribir como

$$\begin{aligned} V &= s_1 + c_1 \\ A &= s_2 + c_2 \end{aligned} \quad (22)$$

Donde s_i es la señal de centelleo y c_i es la señal debido a la radiación Cerenkov con $i = 1, 2$. Usando la ecuación 22 se tiene que todas las componentes de la ecuación 21 se pueden escribir como:

$$\begin{aligned}
 V_{\min} &= s_1^{\min} + c_1^{\min} \\
 V_{\max} &= s_1^{\max} + c_1^{\max} \\
 A_{\min} &= s_2^{\min} + c_2^{\min} \\
 A_{\max} &= s_2^{\max} + c_2^{\max}
 \end{aligned} \tag{23}$$

donde los subíndices 1 y 2 hacen referencia a las señales SC1 y SC2, respectivamente. Los super índices mín y máx hacen referencia a la configuración usada.

Sustituyendo las ecuaciones 23 en la expresión (21) se tiene:

$$CLR = \frac{(s_1^{\max} + c_1^{\max}) - (s_1^{\min} + c_1^{\min})}{(s_2^{\max} + c_2^{\max}) + (s_2^{\max} + c_2^{\min})} \tag{24}$$

Pero $s_1^{\max} = s_1^{\min}$ y $s_2^{\max} = s_2^{\min}$ debido a que se está irradiando en ambas configuraciones con la misma dosis y tamaño de campo, entonces

$$CLR = \frac{c_1^{\max} - c_1^{\min}}{c_2^{\max} - c_2^{\min}} \tag{25}$$

Considerando en ambas configuraciones el mismo tamaño de campo y recordando que la tasa de dosis es la misma, la luz emitida por la fibra de centelleo es la misma, por lo tanto, el CLR no es más que el cociente de señales Cerenkov.

2.2. Geometrías y configuraciones estudiadas

En la Tabla 1 se muestran las características de las geometrías y configuraciones estudiadas en el presente trabajo. Como se puede observar en la Tabla 1, existieron 2 geometrías por cada configuración.

Configuración	Geometría
Radial: Cuando el haz de radiación incide perpendicularmente a la fibra de centelleo.	Configuración máxima: Cuando la fibra óptica está enrollada en un maniquí de 40 cm x 40 cm y tiene la máxima exposición de radiación ionizante enrollada (ver la Figura 10)
	Configuración mínima: Cuando la fibra óptica tiene la mínima exposición de radiación ionizante irradiando solo 10 cm de la fibra de centelleo
Axial: Cuando el haz de radiación incide paralelamente a la fibra de centelleo.	Configuración máxima: Cuando la fibra óptica tiene la máxima exposición de radiación ionizante irradiando 20 cm de la fibra.
	Configuración mínima: Cuando la fibra óptica tiene la mínima exposición de radiación ionizante irradiando 10 cm de la fibra.

Tabla 1. Configuraciones y geometrías estudiadas con el detector Exradin W1.

En la Figura 10 se muestra un diagrama de la configuración radial, donde el detector se colocó en las diferentes configuraciones mostradas en la Figura 11 en la zona mostrada como detector, modificando solo la profundidad, la cual fue de 1 cm para obtener el factor de corrección por contaminación Cerenkov y 10 cm para obtener las medidas para obtener los factores de salida.

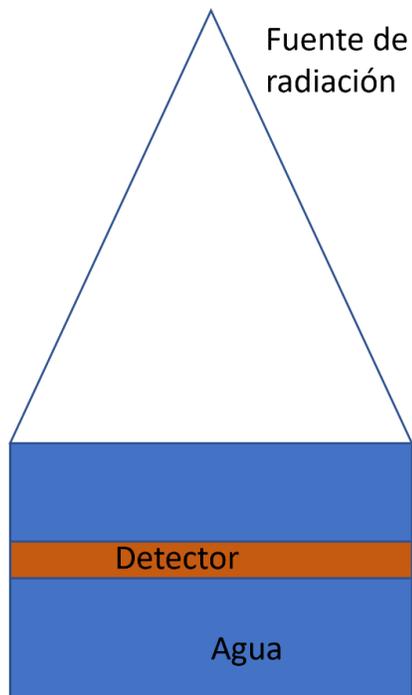


Figura 10. Configuración radial del haz de radiación al detector.

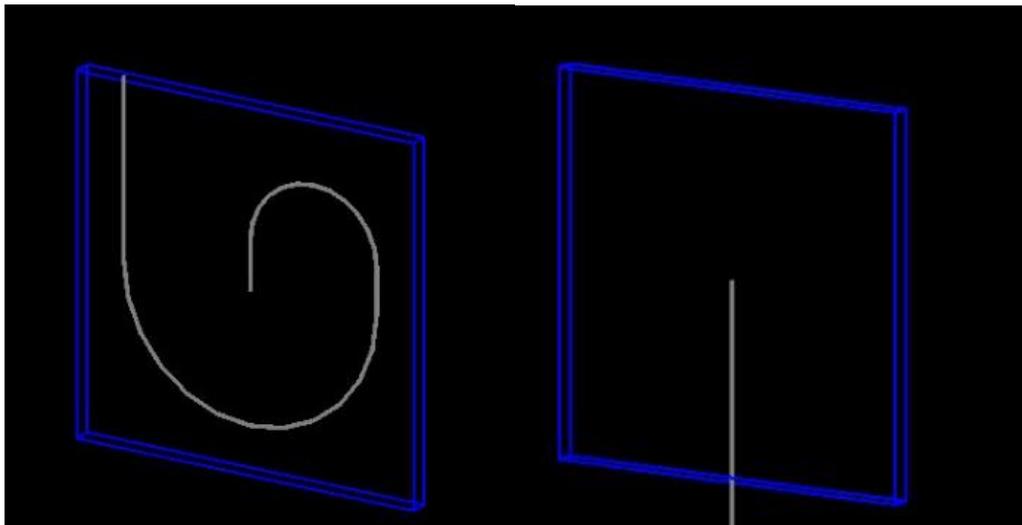


Figura 11. Configuraciones de medición usadas. Izquierda: Configuración máxima del detector. Derecha: Configuración mínima del detector.

En la Figura 12 se muestra un diagrama de la configuración axial, donde el detector se colocó en la zona mostrada como detector y en la Figura 13 se muestra un diagrama de la configuración mínima, para geometría máxima solo cambia la longitud de fibra óptica irradiada de 10 cm a 20 cm.

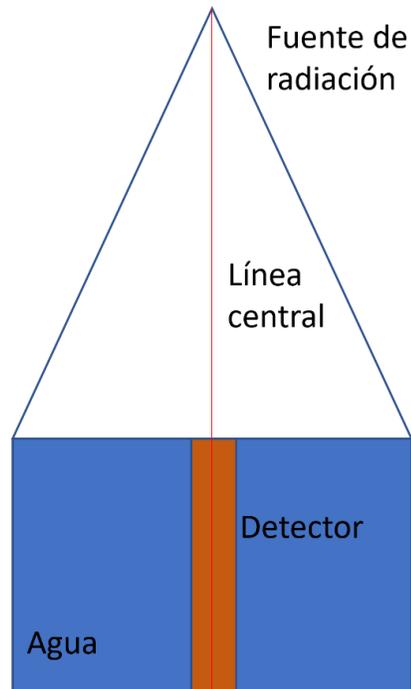


Figura 12. Configuración axial del haz de radiación al detector

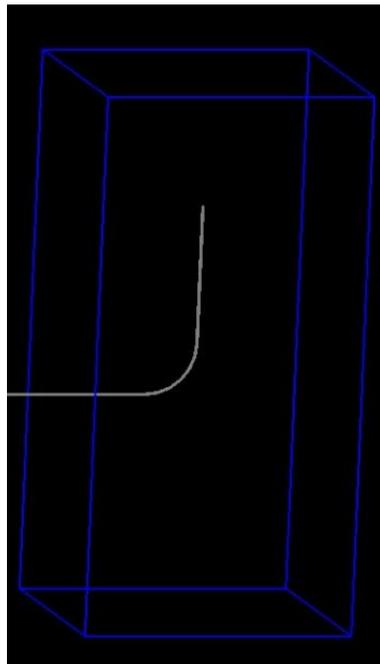


Figura 13. Configuración paralela al haz de radiación, se consideraron 20 y 10 cm de la fibra óptica.

2.3. Medidas experimentales

Todas las mediciones experimentales se realizaron usando un maniquí de agua, un acelerador Varian TrueBeam STx® (Varian Medical Systems, EUA) con un haz de fotones de 6 MV

con filtro de aplanado. Los campos usados en la calibración se formaron con las quijadas, mientras que los campos utilizados para medir los factores de campo se formaron con el colimador multi-láminas HD120® (Varian Medical Systems, EUA)

Para medir las cargas SC1 y SC2 en los canales 1 y 2 del fotodetector se usó un electrómetro TANDEM de dos canales (PTW Freiburg, Alemania). El punto de medición del detector se ubicó a una distancia SSD (fuente-superficie) de 90 cm y el detector se colocó a una profundidad de 10 cm. Para cada medición, el detector se irradió con 600 UM y se integró la lectura en un intervalo de 10 segundos.

2.3.1. Configuración radial

Para obtener el factor por corrección Cerenkov se irradió el detector con un tamaño de campo nominal de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ tal como lo indica el fabricante en el manual de usuario (Exradin W1 Scintillator user manual Ref 92739 (2012)). El detector se colocó a una profundidad de 1 cm de agua sólida y se encontraba 1 cm de agua sólida por debajo del detector

Posteriormente, para medir el factor de campo, se situó el detector a 10 cm de profundidad en agua sólida, por lo que se añadieron 9 placas (cada una de ellas con grosor de 1 cm) al montaje de calibración.

La geometría con la que se obtuvieron las lecturas fue la mínima y se consideraron tamaños de campo cuadrados de 10, 6, 4, 3, 2.5, 2, 1.5, 1 y 0.5 cm de lado

2.3.2. Configuración axial

Para medir el CLR colocó el detector en un maniquí de agua sólida en las configuraciones máxima y mínima como se muestra en la Figura 13. En la Figura 14 se muestra el montaje experimental con la configuración mínima.

Los factores de campo solo se midieron en la configuración mínima tomando tres lecturas a los tamaños de campo cuadrado de 10, 6, 4, 3, 2.5, 2, 1.5, 1 y 0.5 cm de lado.

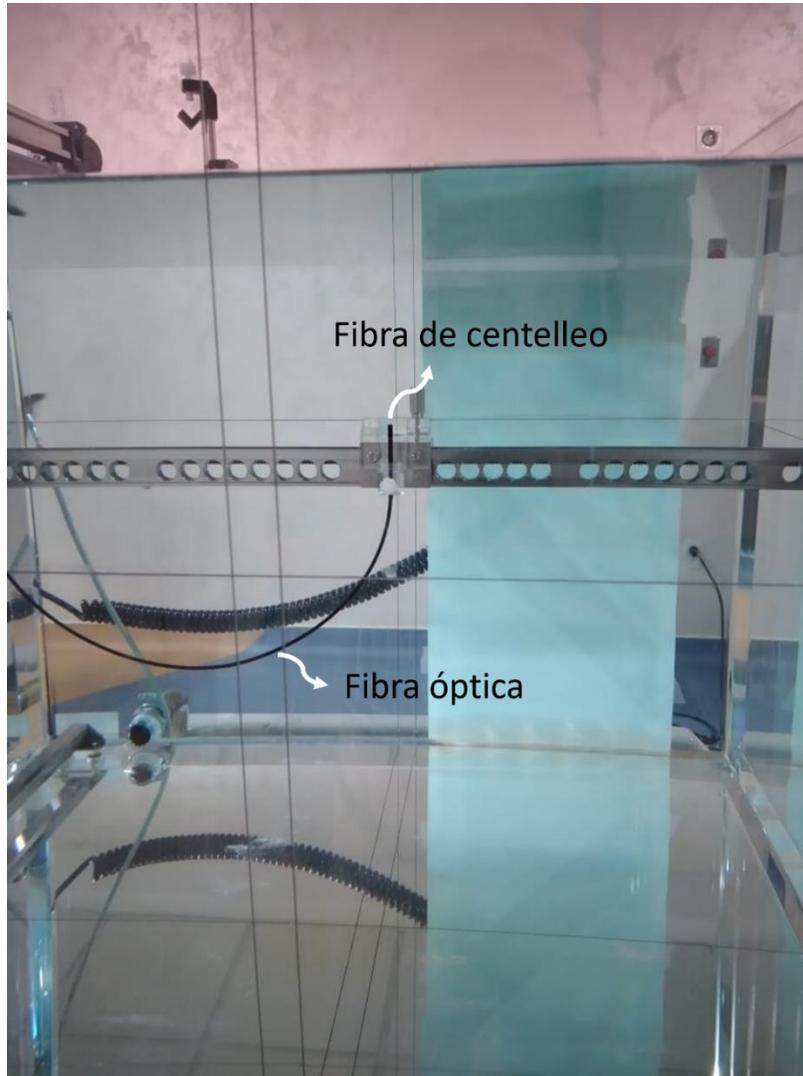


Figura 14. Montaje experimental de la fibra de centello en configuración axial.

2.4. Simulación

Las simulaciones de Monte Carlo se realizaron en el software Topas el cual amplía el kit de simulación de Geant4 (G4), además de incluir la paquetería de G4, para ser más sencilla de usar para los físicos médicos. En TOPAS es posible simular las fuentes de radiación, simular las geometrías del paciente y/o del maniquí requeridas y algunas de ellas pueden ser cargadas a partir de imágenes CT, se puede almacenar y reconstruir el espacio fase, entre otros. Aunque inicialmente las aplicaciones de TOPAS eran con protones, ahora está disponible para su uso en todas las áreas de investigación en radioterapia y también es adecuado para una amplia gama de aplicaciones de imágenes médicas y es posible implementar geometrías a partir de un código en C++ o usando un mecanismo de extensión (Perl J. et al., 2012).

2.4.1. Caracterización de la fuente de radiación.

Se consideraron 3 calidades de haz: gammas de Co-60, 6 MV y 10 MV con el fin de observar si la respuesta del detector de centelleo depende de la calidad del haz de radiación. Se consideró una fuente puntual colocada a una distancia de 90 cm de la superficie del maniquí de agua, se utilizó una distribución gaussiana de la fuente de radiación y una divergencia angular de 0.0032 radianes. Para cada energía de haz se consideraron tamaños de campo cuadrados de 10, 6, 4, 3, 2.5, 2, 1 y 0.5 cm de lado

En las Figura 15, 16 y 17 se muestran los espectros de la fuente de fotones para una energía de 6 MeV, 10 MeV y gammas de Co-60, respectivamente.

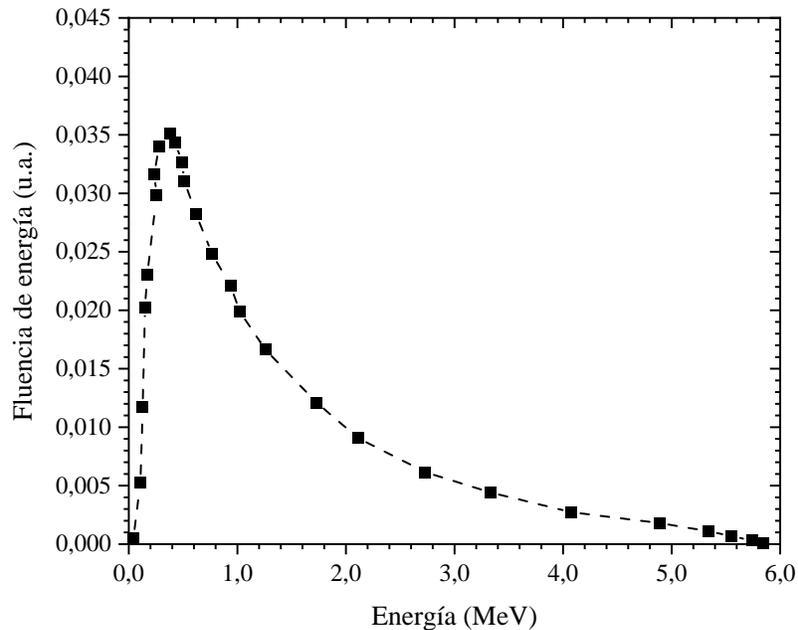


Figura 15. Espectro de emisión de un acelerador Varían de 6 MV (Tyler, 2016).

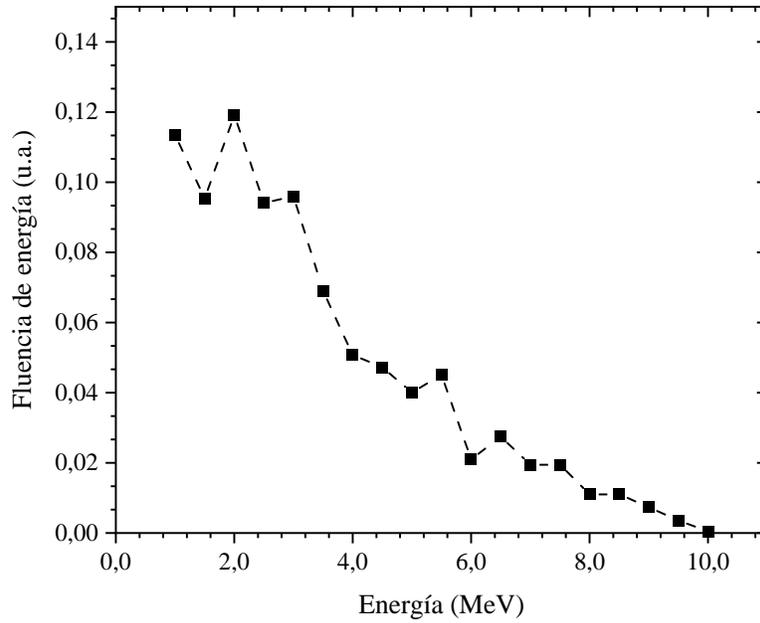


Figura 16. Espectro de emisión para un haz de 10 MV (Verhaegen, 2003).

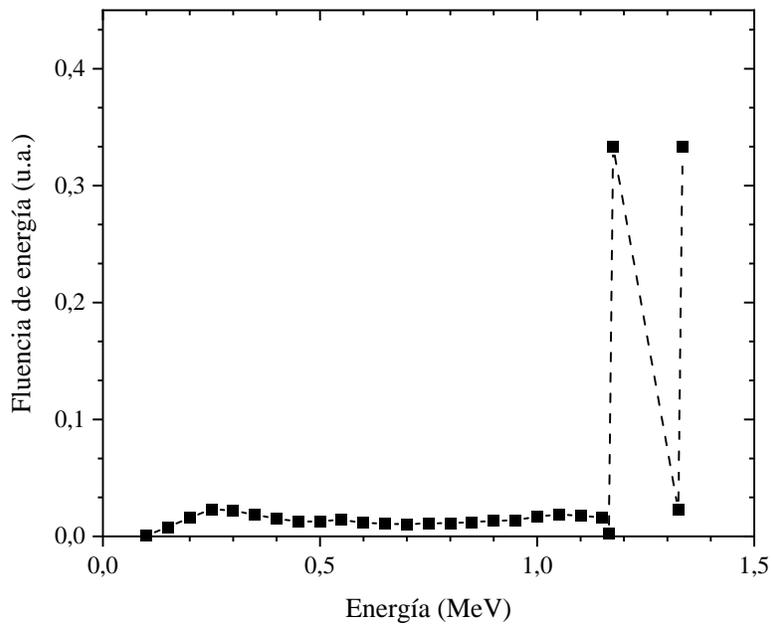


Figura 17. Espectro de emisión de los rayos gamma emitidos por una fuente de Co-60 (Verhaegen, 2003).

Para caracterizar los haces de fotones se calcularon los perfiles de dosis, los PDD y los factores de campo. A continuación, se describe la metodología usada para la caracterización.

2.4.1.1. Perfiles de dosis

Se simuló una caja de agua de $40 \times 40 \times 20 \text{ cm}^3$. A 10 cm de profundidad se determinó la dosis a lo largo de los ejes x y y. En la Figura 18 se muestra un esquema de la geometría usada.

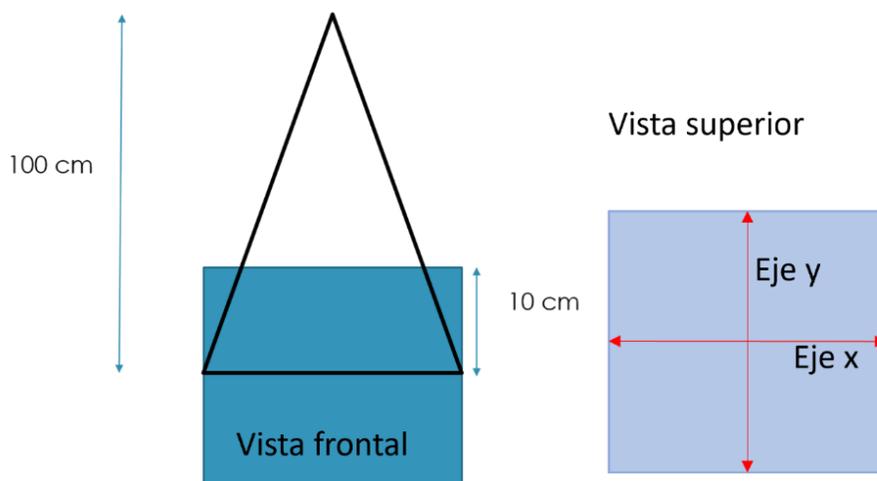


Figura 18. Geometría usada en la determinación de los perfiles de dosis. SAD a 100 cm considerando el punto de medición a 10 cm de profundidad. Derecha: Se muestra la vista frontal de la geometría usada; izquierda: vista superior a 10 cm de profundidad.

Los perfiles se normalizaron a la dosis en el eje central (origen en la imagen izquierda Figura 18) y para obtener el tamaño de campo de perfil se consideró la semianchura al 50% del perfil. Para campos más pequeños (a partir de 2 cm) se hizo un ajuste gaussiano para determinar la semianchura.

En la sección de resultados se muestran las curvas normalizadas al valor de la dosis central.

2.4.1.2. PDD (por sus siglas en inglés, Porcentaje de dosis en profundidad)

Se consideró un maniquí de agua de $60 \times 60 \times 35 \text{ cm}^3$ para un tamaño de campo de 10 cm de lado. En la Figura 19 se muestra un esquema de la geometría usada.

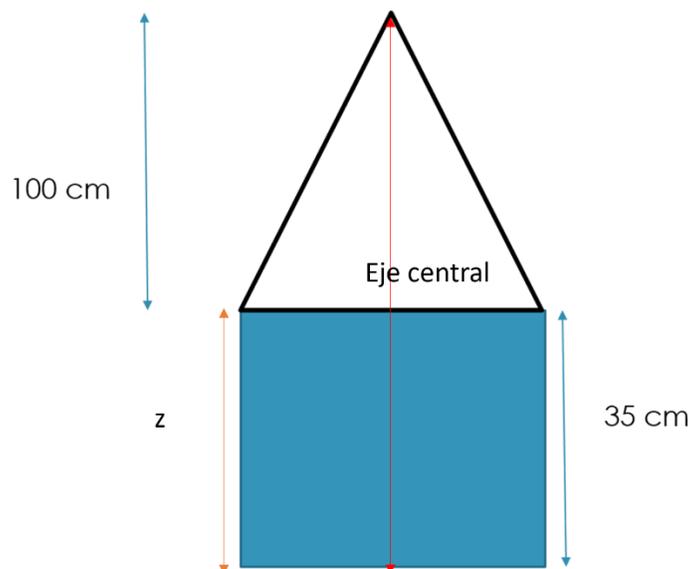


Figura 19. Se usó geometría SSD a 100 cm y se hizo un barrido en los 35 cm de profundidad y solo se consideraron las dosis en 30 cm de profundidad.

Utilizando TOPAS se calculó la dosis a lo largo del eje z del maniquí en los 35 cm de profundidad y solo se consideraron las dosis en los primeros 30 cm de profundidad por el cambio en la interfaz. Las curvas PDD se obtuvieron usando la ecuación 13 de la sección 1.6

2.4.1.3. Factores de campo y salida

Se simuló un maniquí de agua de $60 \times 60 \times 20 \text{ cm}^3$ y se determinó la dosis a una profundidad de 10 cm de profundidad. En la Figura 20 se muestra un esquema de la geometría usada.

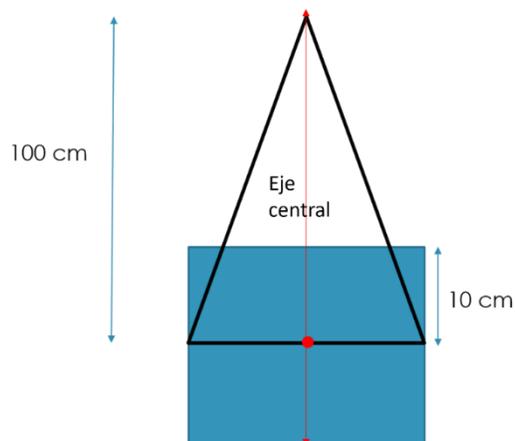


Figura 20. Se consideró una geometría SAD a 100 cm y considerando el punto de medición a 10 cm de profundidad en agua.

Se consideraron campos cuadrados de radiación de 40, 10, 6, 4, 3, 2.5, 2, 1 y 0.5 cm de lado y se determinó el factor de campo en un voxel de agua de $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ mm}^3$. El punto rojo en la Figura 20 representa el voxel de agua en donde se determinó la dosis para los diferentes tamaños de campo. Para determinar el factor de campo y de salida se utilizaron las ecuaciones 15 y 16, respectivamente.

El número de historias para cada tamaño de campo (TC) estuvo determinado por las historias del tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para que todos los campos tuvieran la misma fluencia de partículas, en la Tabla 2 se muestra el número de historias para cada tamaño de campo. La fluencia de partículas está dada por:

$$\text{Fluencia de partículas} = \frac{\text{Número de historias}}{\text{Área del campo}}$$

TC (cm)	Área (cm ²)	Número de historias
0.5	0.25	2.5×10^5
1	1	1.0×10^6
2	4	4.0×10^6
2.5	6.25	6.25×10^6
3	9	9.0×10^6
4	16	1.6×10^7
6	36	3.6×10^7
10	100	1.0×10^8

Tabla 2. Número de historias para los diferentes tamaños de campo para que tuvieran la misma fluencia.

Con el número de historias de la Tabla 2 se tiene una fluencia de 1,000,000 fotones primarios/área para las tres calidades de haz mencionadas en la sección 2.4.1.

2.4.2. Simulación del detector

2.4.2.1. *Fibra de centelleo*

Se utilizó una fibra de centelleo tipo BCF-60 cuya longitud de onda de emisión es 530 nm con índice de refracción de 1.59, la cual tiene las características de la Tabla 3.

Componente	Materiales	Dimensiones (mm)
Revestimiento	Polimetilmetacrilato PMMA	Grosor de 0.03
Núcleo	Poliestireno claro ($\rho=1.05 \text{ g cm}^{-3}$)	Diámetro de 0.94

Tabla 3. Características de la fibra de centelleo.

En la Figura 21 se muestra un esquema con vista frontal de la fibra de centelleo con las dimensiones. La altura que tiene la fibra es de 3 mm.



Figura 21. Vista frontal de la fibra de centelleo y su revestimiento de PMMA.

Adicionalmente, la fibra de centelleo tiene un recubrimiento de polietileno negro con un grosor de 0.6 mm, dando un diámetro total de la fibra de 2.2 mm y una altura de 4.2 mm, en la Figura 22 se muestra un diagrama de la fibra.

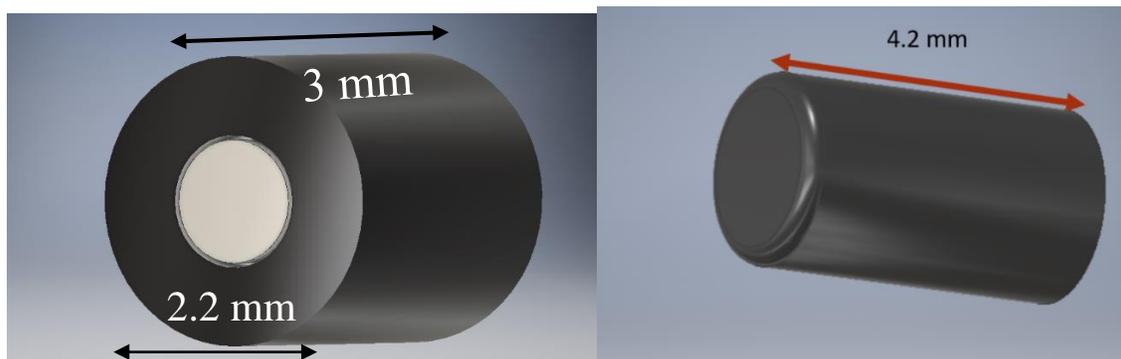


Figura 22. Diagrama de la fibra de centelleo con recubrimiento adicional de polietileno negro, vista frontal.

En la Figura 24 se muestra el espectro de emisión de la fibra de centelleo BCF-60 y para obtener su longitud de absorción (α) se consideró la ecuación 26, donde k es la parte

imaginaria del índice de refracción del poliestireno y λ la longitud de onda correspondiente al índice de refracción.

$$\alpha = \frac{4\pi k}{\lambda} \quad (26)$$

En el apéndice en las tablas Tabla A. 3 y Tabla A. 4 se muestran los datos digitalizados de las gráficas de las figuras 23 y 24, respectivamente.

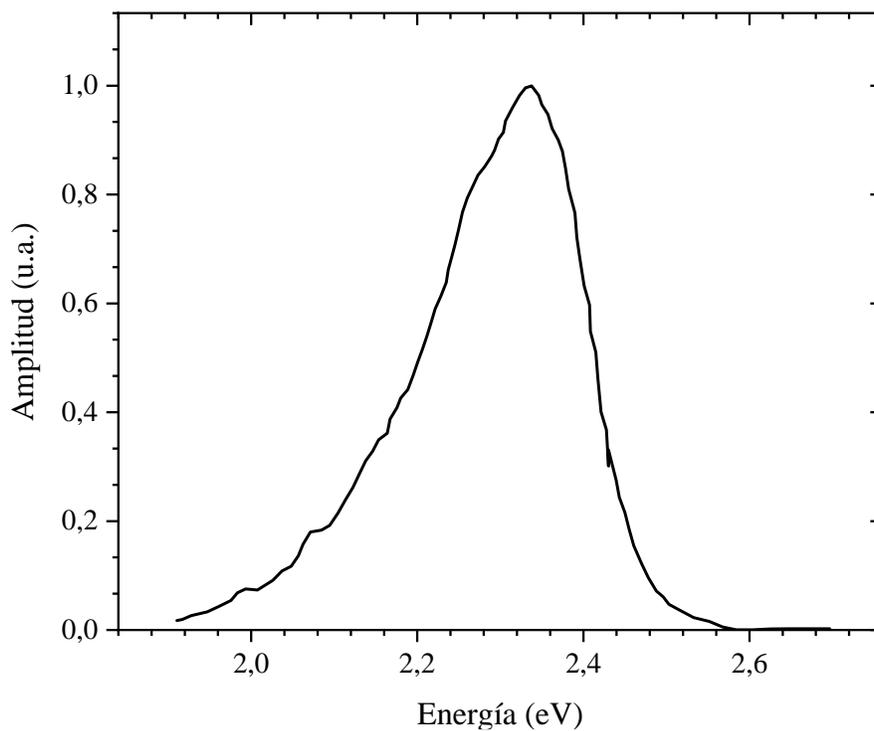


Figura 23. Espectro de emisión de la fibra de centelleo BFC-60 (Fiber Product Sheet <https://www.crystals.saint-gobain.com/radiation-detection-scintillators/fibers>)

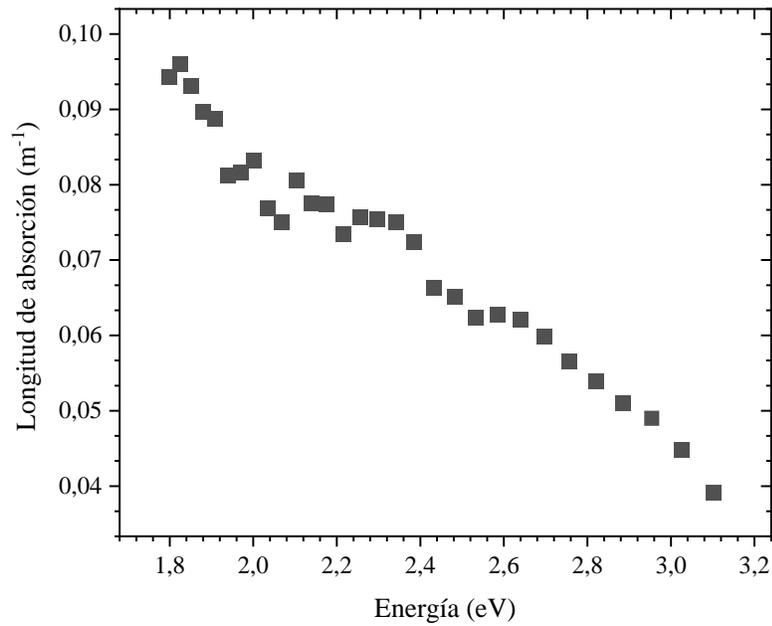


Figura 24. Longitud de absorción de la fibra de centelleo BCF-60 usando la ecuación 26 y el índice de refracción de (X. Zhang, 2020).

2.2.2.1. Fibra óptica.

Para simular la fibra óptica, se utilizó como modelo una fibra de Polimetilmetacrilato PMMA ($\rho=1.19 \text{ g cm}^{-3}$) con longitud de onda de transmisión entre 300 y 700 nm (ver la Figura 28) con índice de refracción de 1.49, con un diámetro de 1 mm y un recubrimiento de polietileno negro de 1.2 mm de grosor y una longitud de 1.5 m, en las figuras 25 y 26 se muestra un diagrama de la fibra óptica.

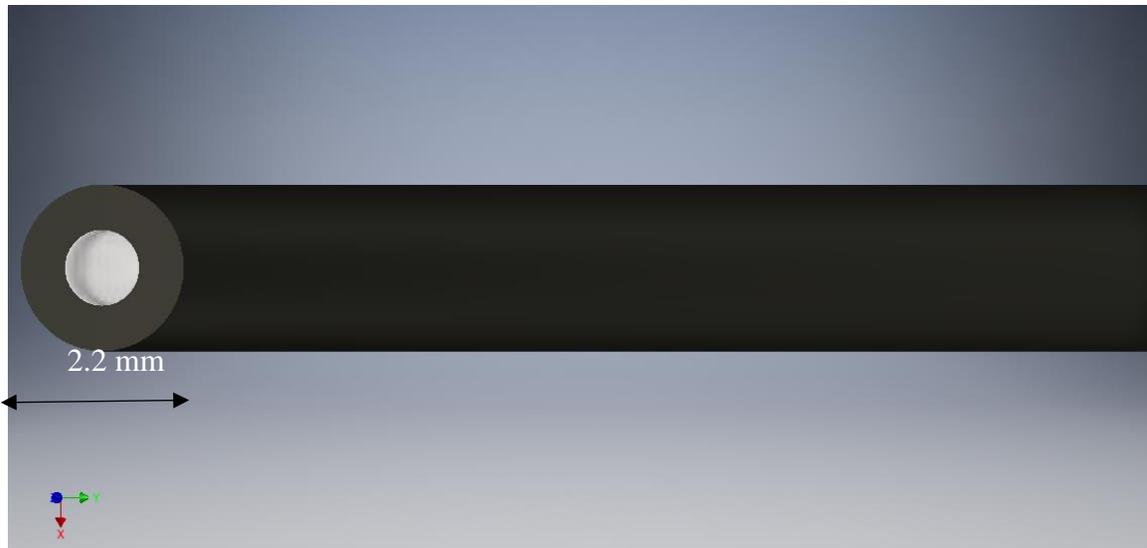


Figura 25. Diagrama de la fibra óptica con recubrimiento adicional de polietileno negro vista frontal.



Figura 26. Diagrama de la fibra óptica con recubrimiento adicional de polietileno negro vista lateral.

La unión entre la fibra óptica y la fibra de centelleo fue en 90° y con las superficies pulidas. Se unieron con pegamento de ciano acrilato (cuyo índice de refracción es 1.49). En la Figura 27 se muestra un diagrama de la unión.

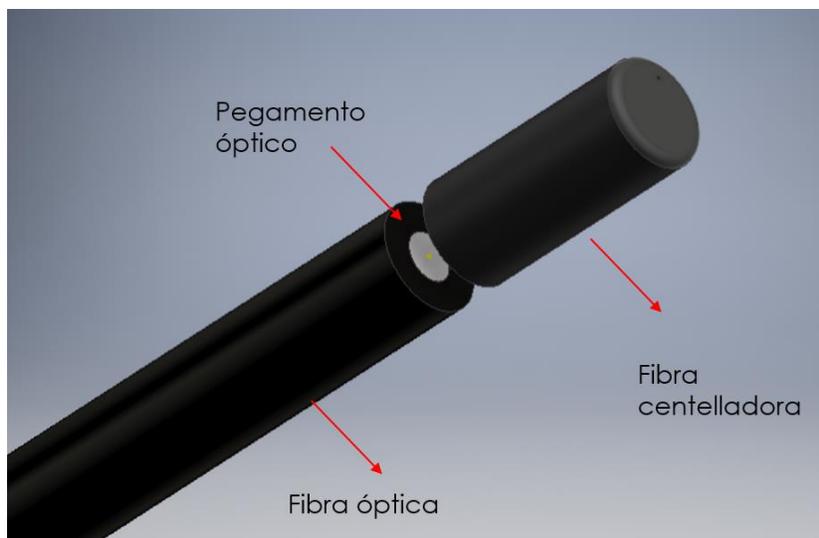


Figura 27. Unión de la fibra óptica y la fibra de centelleo.

En la Figura 28 se muestra el espectro de transmisión de la fibra óptica de PMMA.

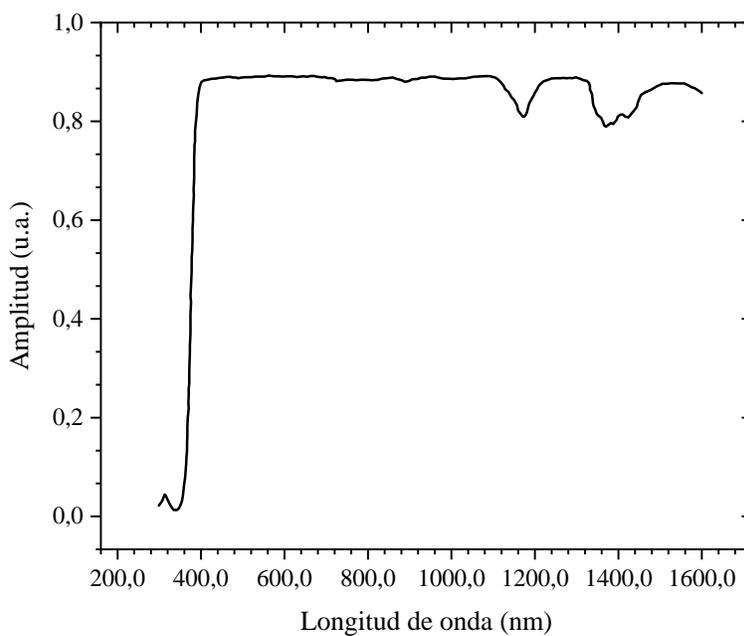


Figura 28. Espectro de transmisión de fibra óptica de PMMA (Prajzler, 2014).

Debido a que la longitud de absorción para el PMMA calculado con la ecuación 26 no se obtenía una respuesta al final de la fibra óptica, se consideró que la fibra tenía algún dopaje. Por lo que se utilizaron los datos del índice de refracción para el material BK7 ya que este si

tiene longitudes de absorción útiles para obtener una respuesta al final de la fibra óptica las cuales son mostradas en la Figura 29.

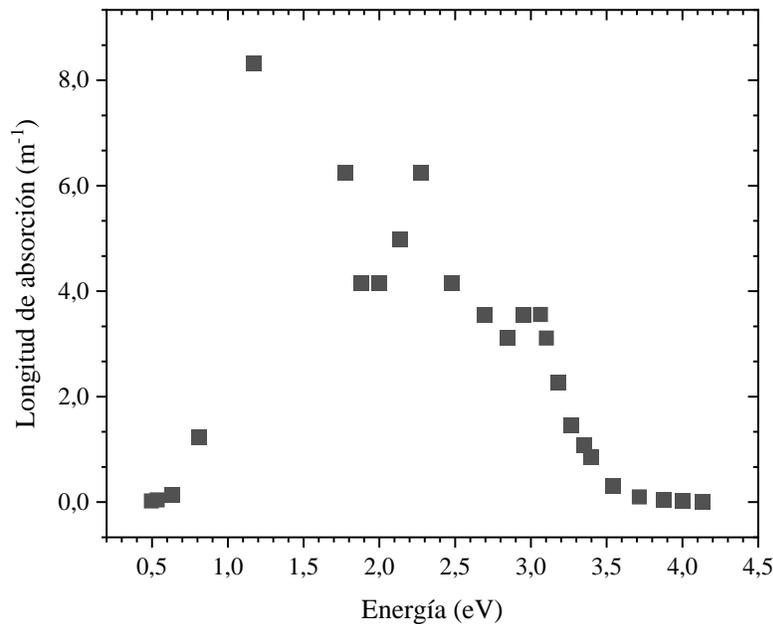


Figura 29. Longitud de absorción de la fibra óptica usando la ecuación 26 y el índice de refracción de (X. Zhang, 2020).

2.4.2.2. Detector fotodiodo

Se usó un fotodiodo RGB (MCSiAT, Mazet, Germany) para obtener las señales ópticas de los canales verde y azul, considerando las recomendaciones de (Frelin, 2005). La señal óptica total se consideró como en la ecuación 27.

$$\text{Señal óptica total} = \int \text{señal de } V + \int \text{señal de } A = V + A \quad (27)$$

En la Figura 30 se muestra la respuesta típica del detector para las longitudes de onda de interés (verde y azul).

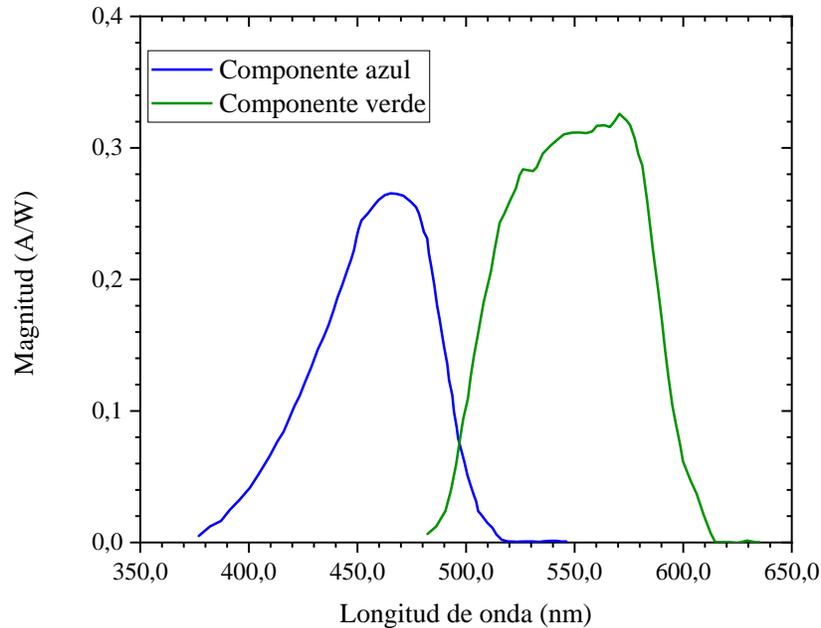


Figura 30. Espectro típico de sensibilidad del fotodiodo de color integral sin bloqueo de infrarrojos, mostrando solo el espectro en verde y azul (Datasheet: MCSiAT, Mazet, Germany)

2.4.2.3. Análisis de resultados

En TOPAS se obtuvieron la dosis en la fibra de centelleo y el espacio fase de las fibras (tanto óptica como de centelleo). A continuación, se menciona como se trató cada uno de los resultados obtenidos en la simulación

2.4.2.4. Respuesta dosimétrica del detector

En la configuración mínima, se midió la dosis en el medio sensible del detector (fibra de centelleo), se tomaron 10 lecturas para considerar un promedio y la desviación estándar.

Se tomaron medidas experimentales de los factores de salida las configuraciones mostradas en las figuras 11 y 13 usando los métodos de corrección sugeridos por el fabricante mostrados en las ecuaciones 16 y 17.

2.4.2.5. Dependencia volumétrica.

Se comprobó la dependencia volumétrica del detector. Para ellos se siguió la metodología propuesta por (Bouchard, 2009) donde el factor de perturbación por volumen se obtiene como:

$$P_{vol} = \frac{D_{w,point}}{D_{w,vol}} \quad (28)$$

Donde $D_{w,point}$ es la dosis en agua en un volumen puntual y $D_{w,vol}$ es la dosis en agua en el volumen de interés para el que se va a determinar la dependencia volumétrica, en este caso es el volumen de la fibra de centelleo.

Se consideró un maniquí de agua de $40 \times 40 \times 20 \text{ cm}^3$ para los tamaños de campo de 3, 2.5, 2, 1 y 0.5 cm de lado y para el volumen puntual se consideraron voxels cúbicos de 0.5 mm^3 y 0.2 mm^3 .

2.4.2.6. Respuesta lumínica del detector

Se comparó la respuesta lumínica del detector con la respuesta dosimétrica del detector. Al aplicarle la respuesta del fotodiodo mostrada en la Figura 30 al espacio fase, se obtienen las señales V y A. Finalmente se realizó la integral de ambas señales para obtener SC1 y SC2, respectivamente.

2.4.2.7. Dependencia energética

Para determinar si la respuesta lumínica depende de la calidad del haz se consideró el tamaño de campo cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y 10 simulaciones con semillas de inicio distintas, se normalizó el espectro de la señal a la integral de la curva y se promediaron los 10 cálculos para cada calidad de haz. Posteriormente se compararon los 3 espectros para las tres calidades de haz estudiadas. Se utilizaron dos condiciones, la primera fue considerar el mismo número historias y, la segunda fue considerando misma dosis absorbida.

El análisis de las señales ópticas se hizo en R y la dosis en Origin.

2.4.2.8. Propagación de incertidumbres.

Para las medidas experimentales se consideró la incertidumbre tipo A y tipo B, mientras que a los datos calculados en la simulación solo se consideró el tipo A.

Las lecturas experimentales se ven como:

$$L_{exp} = L_{exp \text{ promedio}} \pm (\delta L_{exp \text{ promedio}})$$

Donde $(\delta L_{exp \text{ promedio}}) = \sqrt{(\text{Desviación estándar})^2 + (0.005)^2}$

Los datos calculados en TOPAS se ven como:

$$L_{cal} = L_{cal\text{promedio}} \pm \text{desviación estándar}$$

La incertidumbre del factor de campo y salida tanto para las lecturas experimentales como para los datos fue propagar la incertidumbre del cociente mostrado en las ecuaciones 14 y 15 como se muestra a continuación:

$$\delta\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \sqrt{\left(\frac{\partial\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}}{\partial D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}\right)^2 \left(\partial D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}\right)^2 + \left(\frac{\partial\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}}{\partial D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}}\right)^2 \left(\partial D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}\right)^2}$$

$$\delta OF = \sqrt{\left(\frac{\partial OF}{\partial D_{S, Q_{clin}}^{f_{clin}}}\right)^2 \left(\partial D_{S, Q_{clin}}^{f_{clin}}\right)^2 + \left(\frac{\partial OF}{\partial D_{S, Q_{msr}}^{f_{msr}}}\right)^2 \left(\partial D_{S, Q_{msr}}^{f_{msr}}\right)^2}$$

CAPÍTULO 3. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados experimentales medidos con el detector Exradin y utilizando un LINAC con una calidad de haz de 6 MV y obtenidos por simulación Monte Carlo (MC).

3.1. Resultados experimentales

3.1.1. Configuración radial

La geometría que se usó fue la mostrada en la Figura 10. En la Tabla 4 se pueden observar los factores de campo medidos experimentalmente en la configuración perpendicular al haz de radiación para cada tamaño campo (TC) y en paréntesis se muestra la incertidumbre para cada tamaño de campo.

TC (cm)	Factor de campo
10	1.000 (0.009)
6	0.917 (0.009)
4	0.862 (0.009)
3	0.825 (0.009)
2.5	0.799 (0.008)
2	0.753 (0.008)
1.5	0.595 (0.007)
1	0.192 (0.004)
0.5	0.023 (0.002)

Tabla 4. Factores de campo en la configuración radial al haz de radiación obtenidos para un haz de 6 MV.

3.1.2. Configuración axial

En la Figura 12 se muestra la configuración usada. En la tabla 5 se presentan los factores de campo medidos en la configuración axial al haz de radiación para cada tamaño de campo (TC) y en paréntesis se muestra la incertidumbre para cada tamaño de campo.

TC (cm)	Factor de campo
10	1.000 (0.002)
6	0.936 (0.003)
4	0.884 (0.003)

3	0.852 (0.002)
2.5	0.835 (0.002)
2	0.815 (0.003)
1.5	0.784 (0.002)
1	0.717 (0.003)
0.5	0.551 (0.004)

Tabla 5. Factores de campo en la configuración axial al haz de radiación obtenidos para una calidad de haz de 6 MV.

En la Figura 31 se muestran los factores de campo medidos para un haz de 6 MV para las configuraciones radial y axial y se incluyen los reportados en Lárraga-Gutiérrez et al., 2021. y en Calvo-Carrillo et al., 2013.

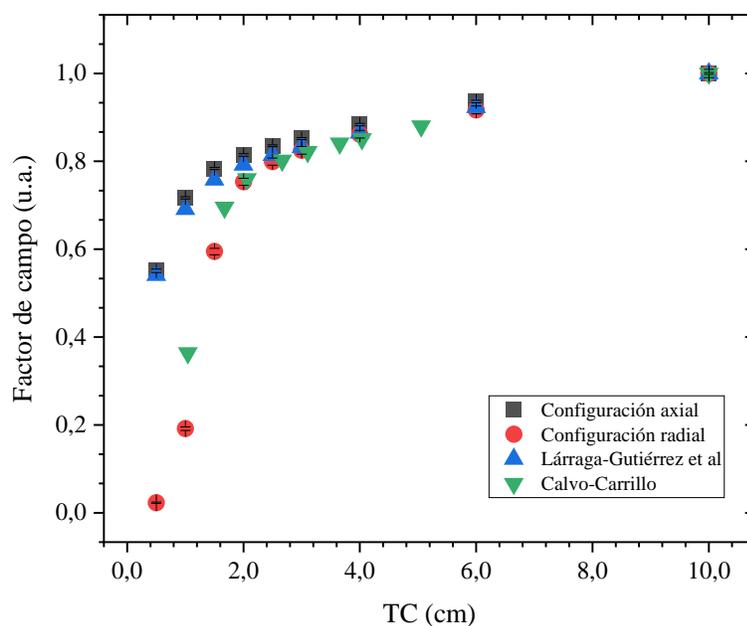


Figura 31. Comparación de los factores de campo medidos en configuración axial y radial en negro y rojo, respectivamente cuyas incertidumbres son menores a 0.009. Además, se muestran los factores de campo reportados por Lárraga-Gutiérrez et al. en azul y verde por Calvo-Carrillo et al., 2013.

En la Tabla 6 se muestran las diferencias que se tienen del factor de campo medido en las dos configuraciones y el reportado en Lárraga-Gutiérrez et al., 2021. Se puede observar que en la configuración axial se tienen diferencias mayores que el 20% para tamaños de campo menores a 1.5 cm. Por otro lado, para la configuración axial se tienen diferencias menores al 4% para cualquier tamaño de campo estudiado en el presente trabajo.

TC unidades	Diferencia porcentual en configuración radial (%)	Diferencia porcentual en configuración axial (%)
10	0.0	0.0
6	0.6	1.4
4	0.4	2.2
3	0.8	2.4
2.5	1.8	2.6
2	4.9	2.9
1.5	21.5	3.4
1	72.2	3.8
0.5	95.7	1.8

Tabla 6. Diferencias porcentuales entre el factor de campo medido en las configuración axial y radial con el factor de campo reportado en (Lárraga-Gutiérrez et al., 2021).

En la Figura 31 se puede observar que el comportamiento de los resultados medidos en configuración radial difiere menos con Calvo-Carrillo et al., 2013 que para la configuración axial.

3.2. Resultados calculados en TOPAS

3.2.1. Caracterización de un haz de 6 MV.

3.2.1.1. Perfiles de dosis

En la figura 32 se muestran algunos perfiles de dosis en agua para los tamaños de campo cuadrado de 10 cm, 6 cm y 0.5 cm de lado.

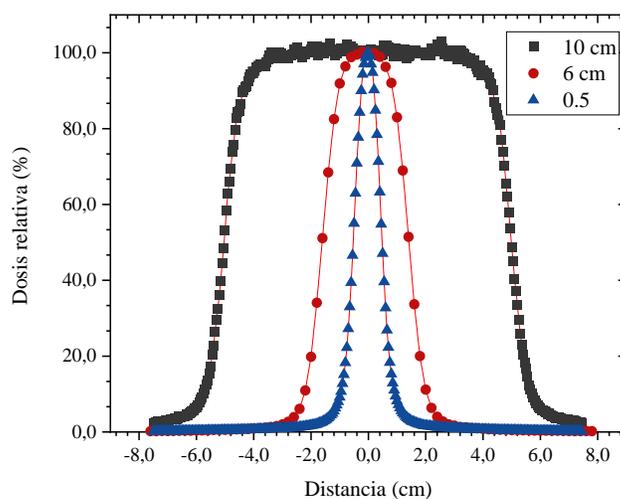


Figura 32. Negro: Perfil para un tamaño de campo de 10 cm y en rojo la interpolación. Rojo: Perfil para un tamaño de campo de 6 cm y en línea roja continua su interpolación lineal. Azul: Perfil para un tamaño de campo de 0.5 cm con un ajuste gaussiano en línea roja continua.

Al comparar el tamaño de campo calculado con el tamaño de campo nominal se obtiene una relación de $Tamaño\ de\ campo\ calculado = (1.00 \pm 6.03 \times 10^4) Tama\~{n}o\ de\ campo\ nominal + (0.021 \pm 0.003)$. El coeficiente de correlación R^2 es igual a 1 lo cual corrobora que el ajuste reproduce los resultados a comparar y se puede asegurar que el tamaño de campo calculado es equivalente al tamaño de campo nominal ya que la pendiente es 1.

3.2.1.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

En la Figura 33 se muestran las curvas de PDD para una energía de 6 MV a los diferentes tamaños de campos estudiados.

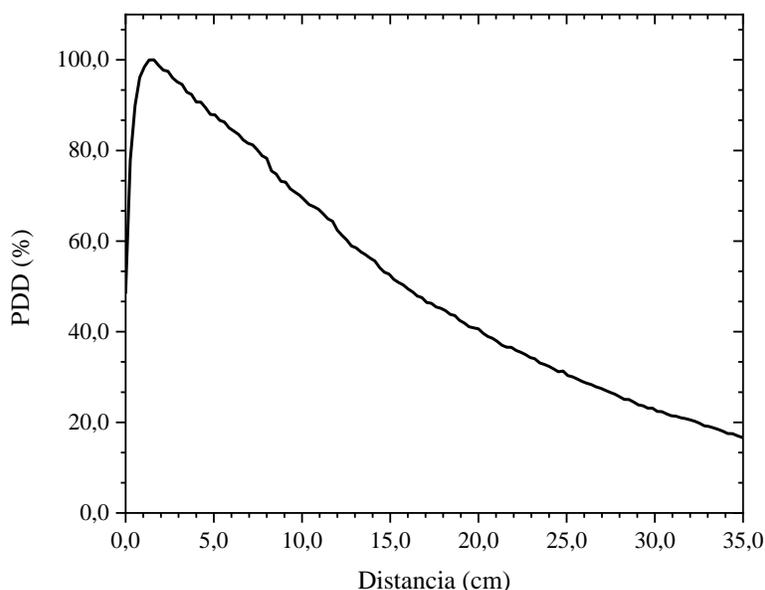


Figura 33. Curva de PDD obtenida en la simulación MC en TOPAS con un haz de 6 MV y tamaño de campo de 10 cm.

En la figura 33 el valor de la profundidad para $D_{m\acute{a}x}$ (PDD=100%) es 1.6 cm. El valor del $PDD_{20,10}$ es de 0.568 y el valor de $TPR_{20,10}$ de acuerdo con el formalismo del TRS-398 es de 0.660 que difiere en un 3.4 % del reportado en Kim et al., 2019. .

3.2.2. Caracterización de un haz de 10 MV.

3.2.2.1. Perfil de dosis

Comparando el tamaño de campo calculado con el tamaño de campo nominal se obtiene la siguiente relación $Tamaño\ de\ campo\ calculado = (1.0 \pm 0.025) Tamaño\ de\ campo\ nominal + (0.025 \pm 0.009)$. El coeficiente de correlación R^2 es igual a 1 lo cual corrobora que el ajuste reproduce los resultados a comparar y se puede asegurar que el tamaño de campo calculado es equivalente al tamaño de campo nominal ya que la pendiente es 1.

3.2.2.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

En la figura 34 se muestra la curva PDD para un haz de 10 MV para un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado.

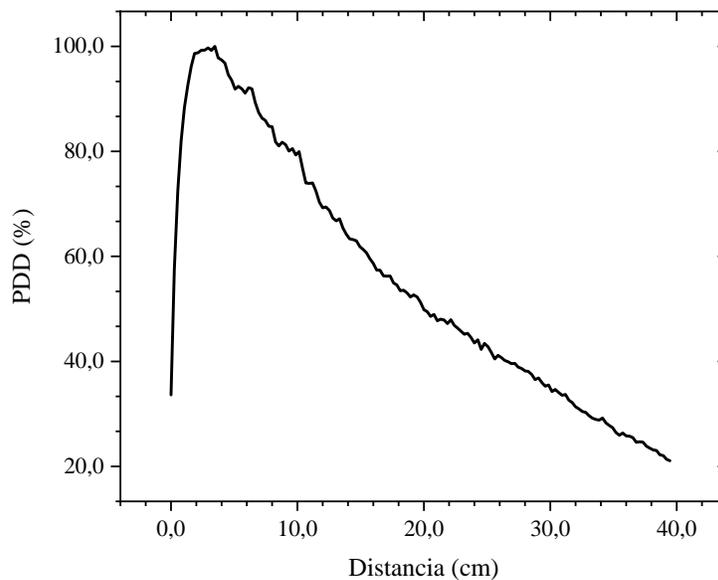


Figura 34. Curva de PDD para una energía de 10 MV para un tamaño de campo de 10 cm.

En la Figura 34 el valor de $D_{m\acute{a}x}$ (PDD=100%) está en 3.47 cm. El valor del $PDD_{20,10}$ es de 0.626 y el valor de $TPR_{20,10}$ de acuerdo con el formalismo del TRS-398 es de 0.733, valor que difiere en un 0.2 % del reportado en Kim et al., 2019.

3.2.3. Caracterización de un haz de rayos gamma de Co-60.

3.2.3.1. Perfil de dosis

Se obtuvo una relación entre el tamaño de campo calculado y el tamaño de campo nominal como $Tamaño\ de\ campo\ calculado = (1.0 \pm 0.002) Tama\~{n}o\ de\ campo\ nominal + ((0.022 \pm 0.009))$, donde el coeficiente de correlación R^2 es igual a 1 lo cual corrobora que el ajuste reproduce los resultados a comparar y se puede asegurar que el tamaño de campo calculado es equivalente al tamaño de campo nominal ya que la pendiente es 1.

3.2.3.2. PDD

En la figura 35 se muestra la curva PDD para un haz de gammas de Co-60 para un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado.

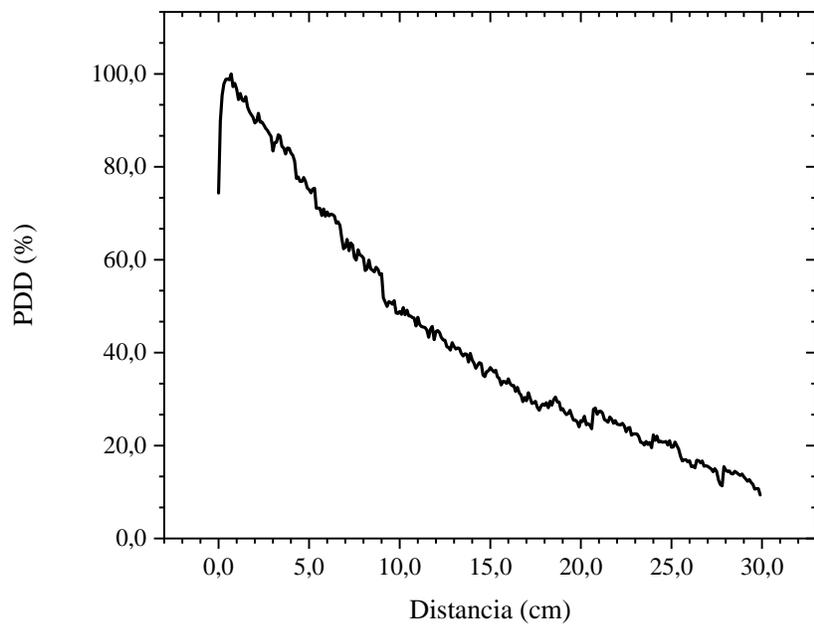


Figura 35. Curva de PDD de los diferentes tamaños de campo modelados. En rojo se muestra para un tamaño de campo de 10 cm, en negro se muestra para un tamaño de campo de 6 cm, en azul se muestra para un tamaño de campo de 4 cm y en verde se muestra para un tamaño de campo de 3 cm.

En la Figura 35 el valor de $D_{m\acute{a}x}$ (PDD=100%) está en 0.7 cm. El valor del $PDD_{20,10}$ es de 0.519 y el valor de $TPR_{20,10}$ de acuerdo con el formalismo del TRS-398 es de 0.598 que difiere en un 5 % del reportado en Kim et al., 2019.

3.3. Dependencia volumétrica del detector

3.3.1. Geometría radial (perpendicular al haz de radiación)

En la tabla 7 se muestra el factor P_{vol} obtenido para los 3 haces. Los valores mostrados están normalizados al factor de corrección correspondiente al tamaño de campo de 3 cm y en paréntesis se muestran las incertidumbres para cada caso.

TC (cm)	6 MV	10 MV	Co-60
	P_{vol}	P_{vol}	P_{vol}
3	1.000 (0.075)	1.000 (0.023)	1.000 (0.042)
2.5	0.981(0.064)	0.995 (0.019)	0.998 (0.053)
2	0.975 (0.066)	1.001 (0.021)	1.006 (0.045)
1	0.999 (0.070)	0.993 (0.024)	1.013 (0.085)
0.5	0.985 (0.067)	0.991 (0.047)	1.002 (0.054)

Tabla 7. Dependencia volumétrica en la geometría radial para las 3 energías para tamaños de campo cuadrados menores que 3 cm.

3.4. Resultados de la fibra de centelleo

3.4.1. Resultados dosimétricos.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos con los valores dosimétricos calculados en TOPAS. Comenzando con la calidad de haz de 6 MV, posteriormente se muestran los resultados de 10 MV y concluyendo con los resultados de una calidad de haz de gammas de Co-60.

3.4.1.1. Haz de 6 MV

En la Figura 36 se muestran el factor de salida del centellador y el factor de campo de agua.

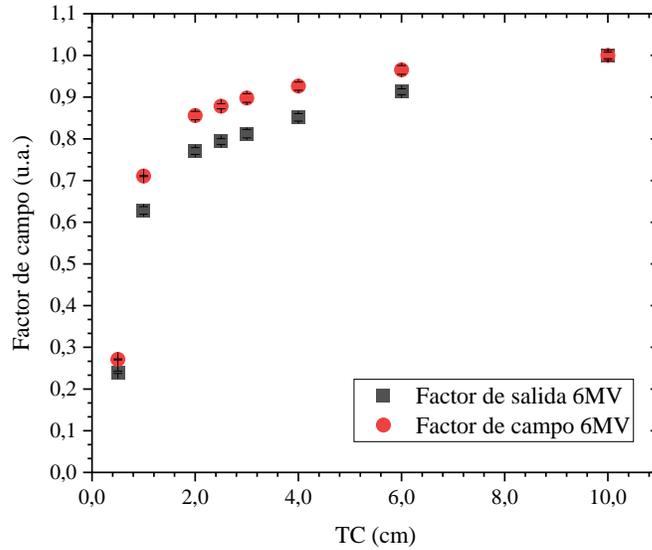


Figura 36. Factor de campo del agua y factor de salida de la fibra de centelleo calculadas en TOPAS para una calidad de haz de 6 MV. En rojo se muestra el factor de campo en agua y en negro se muestra el factor de salida para el centellador.

3.4.1.2. Haz de 10 MV

En la Figura 37 se muestra el factor de salida del centellador y el de factor de campo para el agua.

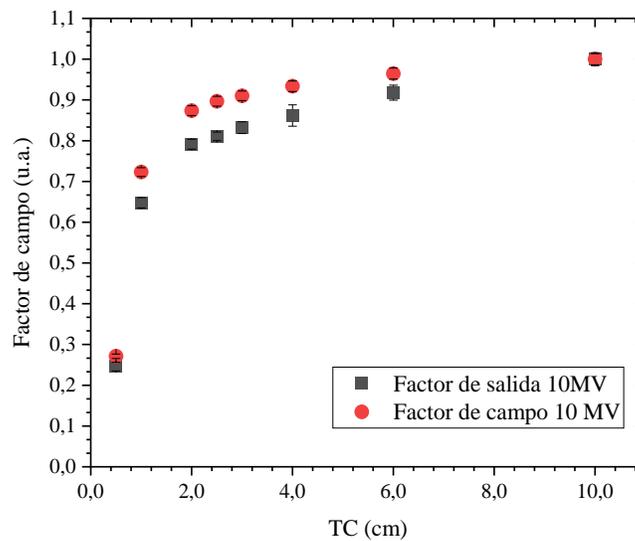


Figura 37. Factor de campo del agua y factor de salida de la fibra de centelleo calculados en TOPAS para una calidad de haz de 10 MV. En rojo se muestra el factor de campo en agua y en negro se muestra el factor de salida para el centellador.

3.4.1.3. Energía de las gammas de Co-60

En la figura 38 se muestra el factor de salida del centellador y el de factor de campo para el agua.

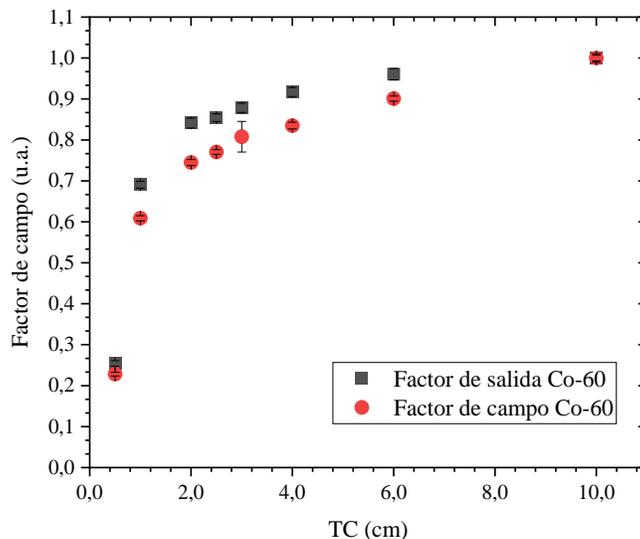


Figura 38. Factor de campo del agua y factor de salida de la fibra de centelleo calculados en TOPAS para una calidad de haz gammas de Co-60. En negro se muestra el factor de campo en agua y en rojo se muestra el factor de salida para el centellador.

3.4.2. Resultados ópticos

A continuación, se muestran los resultados ópticos y para un mejor flujo de resultados se muestran en la configuración radial en las 3 calidades de haz (6 MV, 10 MV y gammas de Co-60) y en las geometrías máxima y mínima. Posteriormente se muestran los resultados en la configuración axial en las 3 calidades de haz y en las geometrías máxima y mínima.

3.4.2.1. Espectros en configuración radial

En la figura 39 se muestra el espectro de emisión de la señal resultante para la configuración máxima con un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado y una calidad de haz de 6 MV.

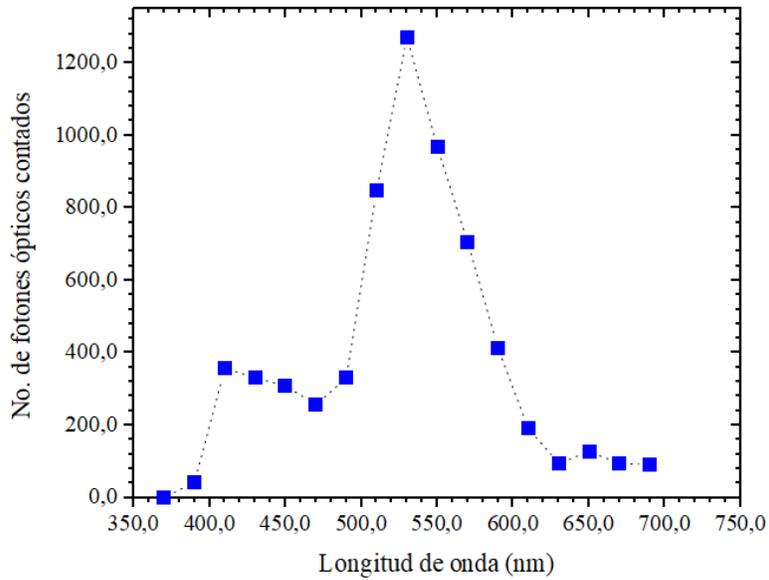


Figura 39. Señal óptica obtenida en la fibra de centelleo y óptica en TOPAS para un tamaño de campo cuadrado de 10 cm y una calidad de haz de 6 MV.

Como se puede observar en la Figura 39 la señal óptica total se encuentra en las mismas longitudes de onda para las componentes verde y azul del fotodiodo (ver la figura 29).

La señal óptica total tiene componente de centelleo y por contaminación Cerenkov como se muestra en la Figura 40..

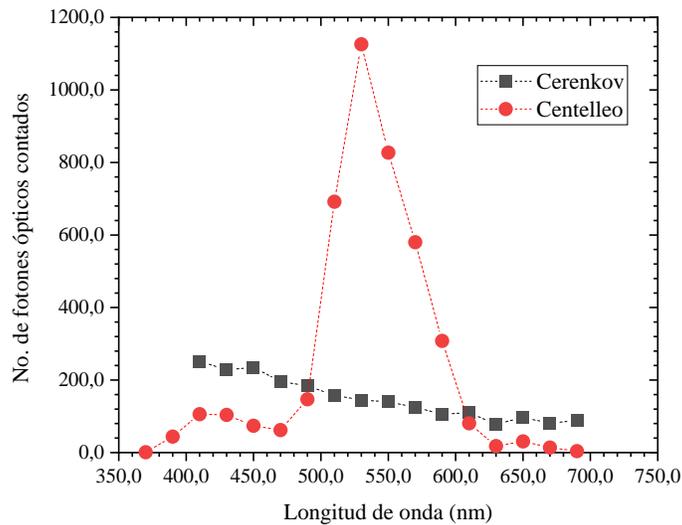


Figura 40. Señal óptica obtenida por el detector, identificando las componentes de Centelleo y Cerenkov para un tamaño de campo cuadrado de 10 cm y una calidad de haz de 6 MV obtenida en TOPAS. En rojo se muestra el espectro de centelleo y en negro se muestra el de Cerenkov.

3.4.2.2. Dependencia energética

En la figura 41 se muestra el espectro de la señal óptica total (espectro) obtenida para las 3 calidades de haz estudiadas con un tamaño de campo cuadrado de 10 cm. Cada señal fue normalizada al área del espectro. La comparación se realiza para el mismo número de historias para cada calidad del haz.

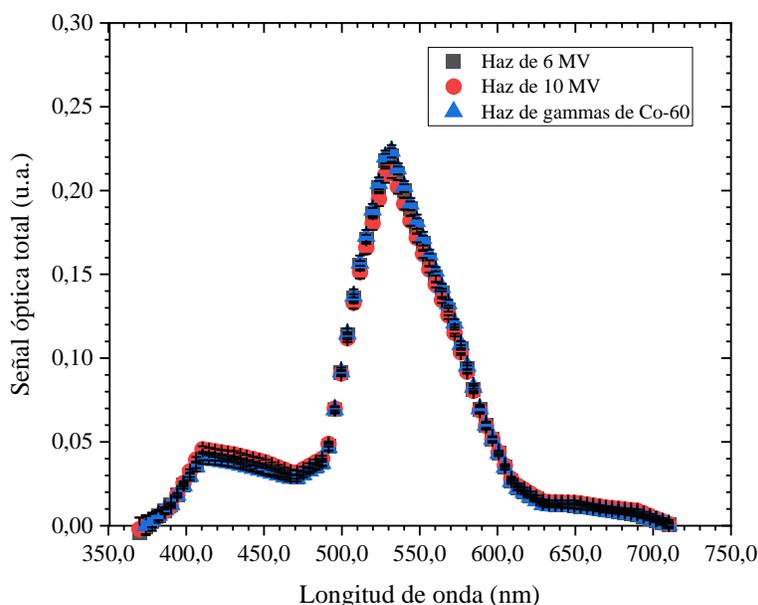


Figura 41. Comparación de los espectros de la señal óptica total con diferentes calidades de haz obtenidos en TOPAS. En negro se muestra el espectro obtenido para un haz de 6 MV; en rojo para un haz de 10 MV y en azul para un haz de gammas Co-60.

En la tabla 8 se muestra la señal óptica obtenida para las 3 calidades de haz estudiadas con un tamaño de campo cuadrado de 10 cm de lado y con la misma dosis absorbida.

Calidad de haz	Señal de detector			
	Configuración máxima		Configuración mínima	
	Centellador (#fotones A/W)	Cerenkov (#fotones A/W)	Centellador (#fotones A/W)	Cerenkov (#fotones A/W)
Co-60	2,372.52 (116.44)	321.88 (15.33)	2,438.44 (126.71)	373.67 (14.72)
6MV	2,432.12 (119.70)	381.48 (17.25)	2,519.92 (78.88)	403.80 (12.81)
10MV	2,483.67 (120.62)	422.85 (15.90)	2,510.29 (107.06)	449.67 (10.28)

Tabla 8. Señal del detector de centelleo normalizada a la misma dosis, considerando como dosis de referencia Co-60

De la figura 41 y la tabla 8 se puede observar que la señal óptica calculada considerando el mismo número de historias o la misma dosis absorbida es independiente de la calidad del haz

3.4.3. Método de corrección

A continuación, en la tabla 9 se muestran los factores de corrección Cerenkov para las 3 calidades de haces y en las 2 configuraciones. Se obtuvieron con el método sugerido por el fabricante (ver la ecuación 17).

Configuración	Calidad de haz	CLR _{fabricante}	CLR _{teórico}	Diferencia porcentual (%)
Radial	6 MV	0.957 (0.107)	0.959 (0.242)	0.2
	10 MV	0.954 (0.045)	0.709 (0.092)	34.5
	Co-60	0.923 (0.101)	0.956 (0.223)	3.4
Axial	6 MV	0.884 (0.073)	0.912 (0.250)	3.2
	10 MV	0.885 (0.054)	1.098 (0.150)	24.9
	Co-60	0.883 (0.107)	0.954 (0.213)	8.0

Tabla 9. Factor de corrección sugerido por el fabricante y el teórico para las 3 calidades de haz y las 2 configuraciones. Además, se muestra la diferencia porcentual.

Como se puede observar en la tabla 9 hay una diferencia entre el factor CLR_{fabricante} y CLR_{teórico} y puede deberse a que en TOPAS se encontró una diferencia del 3-4% en la dosis del centellador. Mientras que para la calidad de haz puede ser debido a que el espectro de la fuente no contiene las componentes de baja energía.

3.4.3.1. Configuración radial

3.4.3.1.1. Haz de 6MV

En la tabla 10 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC (cm)	OF_c	OF_c^*	OF_{cc}	OF_{dosis}
10	1.000 (0.044)	1.000 (0.039)	1.000 (0.063)	0.972 (0.012)

6	0.854 (0.046)	0.840 (0.040)	0.872 (0.065)	0.938 (0.011)
4	0.815 (0.035)	0.792 (0.030)	0.846 (0.045)	0.900 (0.010)
3	0.742 (0.050)	0.717 (0.043)	0.775 (0.069)	0.873 (0.010)
2.5	0.709 (0.069)	0.684 (0.060)	0.743 (0.096)	0.854 (0.006)
2	0.707 (0.035)	0.681 (0.030)	0.742 (0.045)	0.832 (0.010)
1	0.614 (0.060)	0.587 (0.052)	0.650 (0.082)	0.691 (0.001)
0.5	0.193 (0.017)	0.185 (0.014)	0.205 (0.022)	0.264 (0.001)

Tabla 10. Factores de salida considerando solo la señal de la fibra de centelleo y la señal óptica total en configuración radial y mínima para una energía de 6MV y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

Como se puede observar en la tabla 10 los valores del factor de campo se ven modificados por la contribución Cerenkov. En la figura 42 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración mínima mostrados en la tabla 10, como se puede observar los valores ópticos son aproximados al factor de salida en dosis; sin embargo, la señal óptica de corregida se difiere menos del valor dosimétrico.

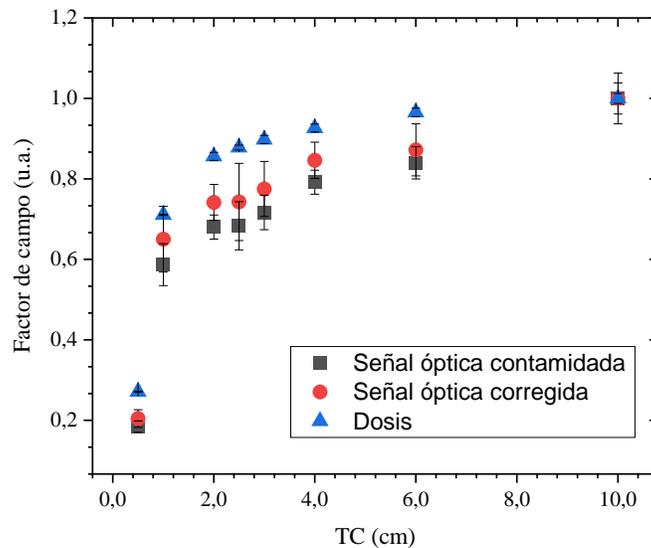


Figura 42. Factores de salida en configuración mínima y radial para un haz de 6 MV obtenido en TOPAS. En negro se muestra el factor de salida con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de salida con la señal corregida y en azul se muestra el factor de salida obtenido usando los valores dosimétricos.

En la tabla 11 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov ($OF_c *$), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.070)	1.000 (0.061)	1.000 (0.086)	0.972 (0.012)
6	0.889 (0.064)	0.873 (0.056)	0.911 (0.077)	0.938 (0.011)
4	0.870 (0.078)	0.844 (0.067)	0.905 (0.098)	0.900 (0.010)
3	0.846 (0.093)	0.813 (0.080)	0.888 (0.118)	0.873 (0.010)
2.5	0.791 (0.079)	0.760 (0.068)	0.832 (0.100)	0.854 (0.006)
2	0.779 (0.060)	0.746 (0.051)	0.822 (0.069)	0.832 (0.010)
1	0.620 (0.083)	0.590 (0.072)	0.659 (0.108)	0.691 (0.001)
0.5	0.227 (0.044)	0.215 (0.038)	0.242 (0.058)	0.264 (0.001)

Tabla 11. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y máxima para una energía de 6 MV y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

En la tabla 11 se puede observar que hay un cambio en los factores de salida por la aportación de la contaminación Cerenkov. en la figura 43 se puede apreciar que los valores ópticos se aproximan entre ellos; sin embargo, la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

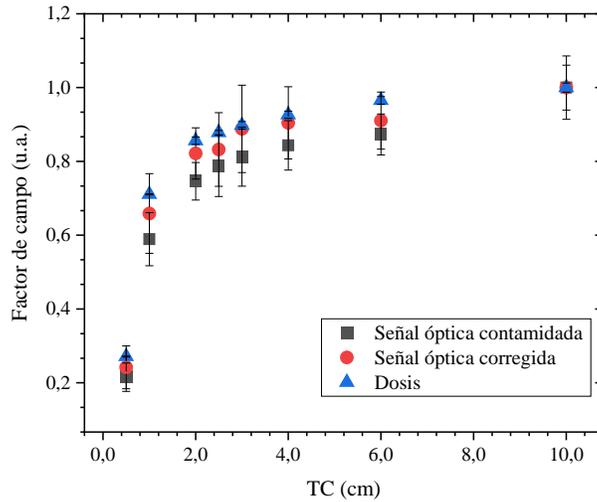


Figura 43. Factores de salida en configuración máxima y radial para una energía de 6 MV. En negro se muestra el factor de salida con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de salida con la señal corregida y en azul se muestra el factor de salida usando los valores dosimétricos.

3.4.3.1.2. Haz 10 MV

En la tabla 12 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC (cm)	OF_c	OF_c^*	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.060)	1.000 (0.051)	1.000 (0.070)	1.014 (0.014)
6	0.908 (0.067)	0.882 (0.057)	0.943 (0.086)	0.978 (0.014)
4	0.851 (0.063)	0.819 (0.053)	0.895 (0.076)	0.947 (0.013)
3	0.813 (0.051)	0.777 (0.043)	0.862 (0.061)	0.923 (0.012)
2.5	0.779 (0.043)	0.743 (0.036)	0.829 (0.044)	0.909 (0.012)
2	0.770 (0.049)	0.729 (0.041)	0.826 (0.057)	0.886 (0.012)

1	0.633 (0.055)	0.596 (0.046)	0.682 (0.069)	0.733 (0.011)
0.5	0.227 (0.021)	0.213 (0.018)	0.247 (0.026)	0.275 (0.005)

Tabla 12. Factores de salida considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y mínima para una energía de 10 MV y configuración radial. Se añade el factor de salida calculado dosimétrico.

En la figura 44 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración mínima mostrados en la Tabla 12, como se puede observar en la figura los valores ópticos son equivalentes con sus respectivas incertidumbres; sin embargo, la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

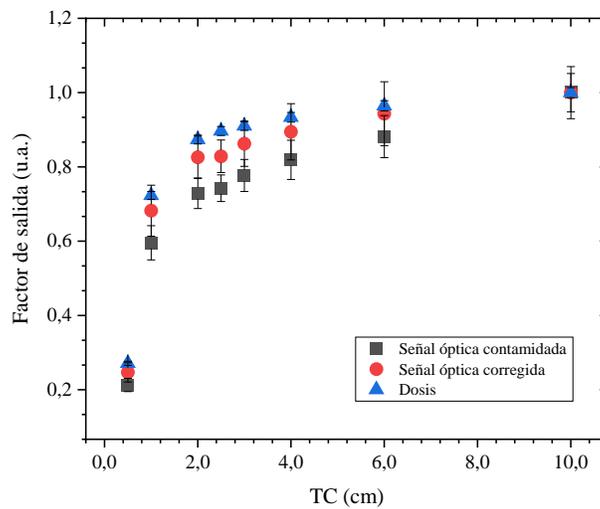


Figura 44. Factores de salida en configuración mínima y radial para una energía de 10 MV. En negro se muestra el factor de salida con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de salida con la señal corregida y en azul se muestra el factor de salida usando los valores dosimétricos.

En la tabla 13 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.069)	1.000 (0.059)	1.000 (0.073)	1.014 (0.014)
6	0.847 (0.060)	0.829 (0.051)	0.871 (0.063)	0.978 (0.014)
4	0.817 (0.055)	0.787 (0.047)	0.856 (0.055)	0.947 (0.013)
3	0.800 (0.069)	0.765 (0.059)	0.847 (0.078)	0.923 (0.012)
2.5	0.773 (0.054)	0.736 (0.045)	0.824 (0.054)	0.909 (0.012)
2	0.760 (0.059)	0.720 (0.049)	0.814 (0.063)	0.886 (0.012)
1	0.643 (0.067)	0.606 (0.056)	0.693 (0.078)	0.733 (0.011)
0.5	0.251 (0.019)	0.236 (0.016)	0.270 (0.021)	0.275 (0.005)

Tabla 13. Factores de salida considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y máxima para una energía de 10 MV y configuración radial. Se añade el factor de salida calculado dosimétrico.

En la figura 46 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración máxima mostrados en la Tabla 13, como se puede observar la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

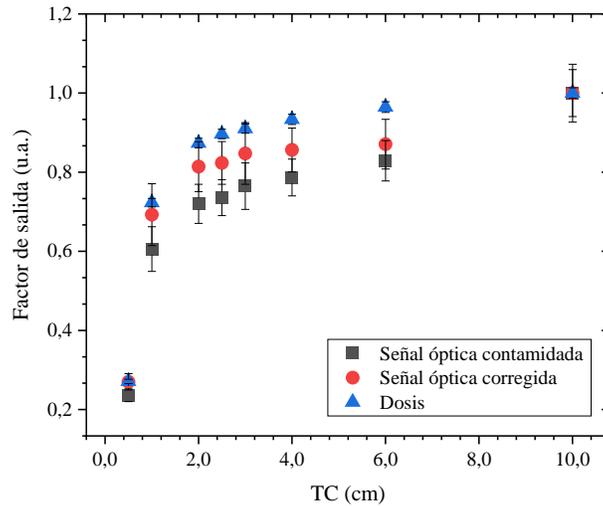


Figura 45. Factores de salida en configuración máxima y radial para una energía de 10 MV. En negro se muestra el factor de salida con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de salida con la señal corregida y en azul se muestra el factor de salida usando los valores dosimétricos.

3.4.3.1.3. Haz de gammas de Co-60

En la tabla 14 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov ($OF_c *$), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.073)	1.000 (0.064)	1.000 (0.097)	1.000 (0.011)
6	0.918 (0.073)	0.901 (0.063)	0.940 (0.092)	0.961 (0.014)
4	0.865 (0.073)	0.840 (0.063)	0.897 (0.096)	0.912 (0.011)
3	0.836 (0.069)	0.811 (0.060)	0.869 (0.088)	0.889 (0.012)
2.5	0.826 (0.069)	0.797 (0.059)	0.863 (0.085)	0.873 (0.009)
2	0.768 (0.062)	0.740 (0.053)	0.805 (0.078)	0.849 (0.012)
1	0.640 (0.056)	0.613 (0.048)	0.675 (0.071)	0.702 (0.008)
0.5	0.269 (0.054)	0.257 (0.047)	0.285 (0.072)	0.264 (0.007)

Tabla 14. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y mínima para una energía de Co-60 y configuración radial. Se añade el cociente de la señal corregida y la señal sin corregir, además, se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

Como se puede observar en la Tabla 14 los valores del factor de campo se ven modificados por la contribución Cerenkov. En la figura 46 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración máxima mostrados en la Tabla 14, como se puede observar en la figura los valores ópticos son equivalentes con sus respectivas incertidumbres; sin embargo, la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

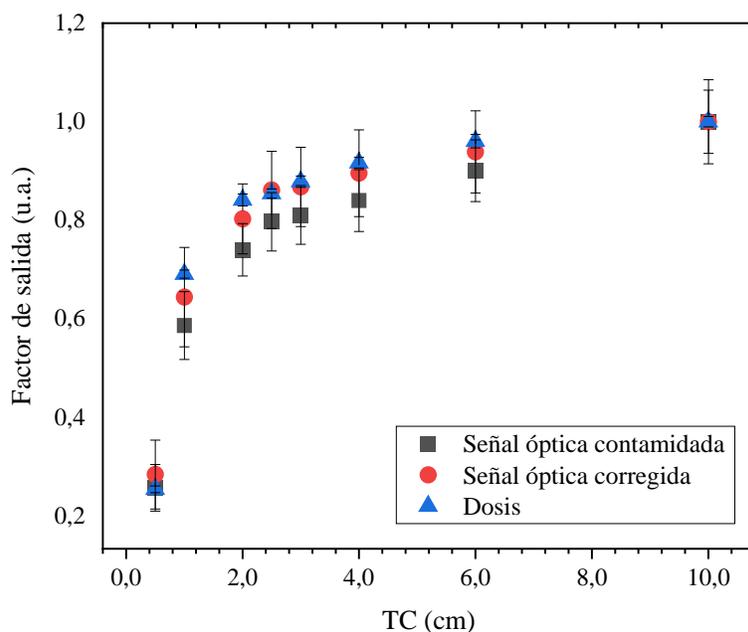


Figura 46. Factores de campo en configuración mínima y radial para una energía de Co-60. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

En la tabla 15 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov ($OF_c *$), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.069)	1.000 (0.062)	1.000 (0.061)	1.000 (0.011)
6	0.881 (0.071)	0.873 (0.063)	0.890 (0.067)	0.961 (0.014)
4	0.768 (0.049)	0.753 (0.043)	0.785 (0.038)	0.912 (0.011)
3	0.746 (0.083)	0.730 (0.073)	0.764 (0.087)	0.889 (0.012)
2.5	0.733 (0.063)	0.716 (0.056)	0.754 (0.061)	0.873 (0.009)

2	0.682 (0.080)	0.663 (0.070)	0.705 (0.084)	0.849 (0.012)
1	0.548 (0.053)	0.529 (0.047)	0.570 (0.054)	0.702 (0.008)
0.5	0.238 (0.040)	0.229 (0.036)	0.248 (0.045)	0.264 (0.007)

Tabla 15. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y máxima para una energía de Co-60 y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

En la figura 48 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración máxima mostrados en la Tabla 15, como se puede observar la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

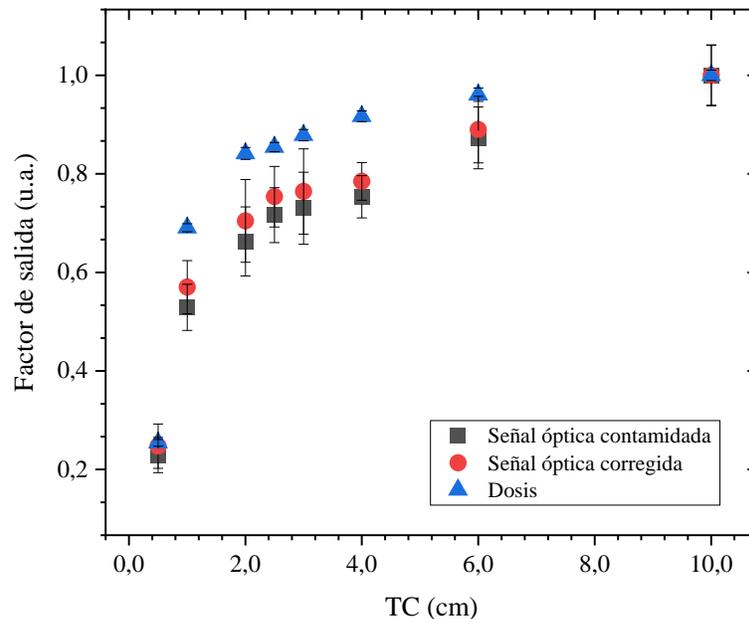


Figura 47. Factores de campo en configuración máxima y radial para una energía de Co-60. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

Aunque en las 3 calidades de haz se tiene un factor de campo obtenido de la respuesta óptica es inferior al factor de campo obtenido de forma dosimétrica; sin embargo, los resultados corregidos por radiación Cerenkov tienen a los valores dosimétricos.

3.4.3.2. Configuración axial

3.4.3.2.1. Haz de 6MV

En la tabla 16 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov ($OF_c *$), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.067)	1.000 (0.044)	1.000 (0.093)	0.972 (0.012)
6	0.780 (0.040)	0.740 (0.030)	0.918 (0.091)	0.938 (0.011)
4	0.644 (0.066)	0.573 (0.040)	0.884 (0.108)	0.900 (0.010)
3	0.612 (0.065)	0.533 (0.041)	0.877 (0.131)	0.873 (0.010)
2.5	0.494 (0.044)	0.427 (0.028)	0.720 (0.095)	0.854 (0.006)
2	0.407 (0.0639)	0.342 (0.039)	0.628 (0.110)	0.832 (0.010)
1	0.306 (0.021)	0.238 (0.012)	0.535 (0.059)	0.691 (0.001)
0.5	0.075 (0.029)	0.058 (0.018)	0.134 (0.065)	0.264 (0.001)

Tabla 16. Factores de salida considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración axial y mínima para una energía de 6MV y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

Como se puede observar en la tabla 16 los valores del factor de salida se ven modificados por la contribución Cerenkov. En la figura 48 se puede apreciar el factor de salida de corregido se aproxima más al valor dosimétrico.

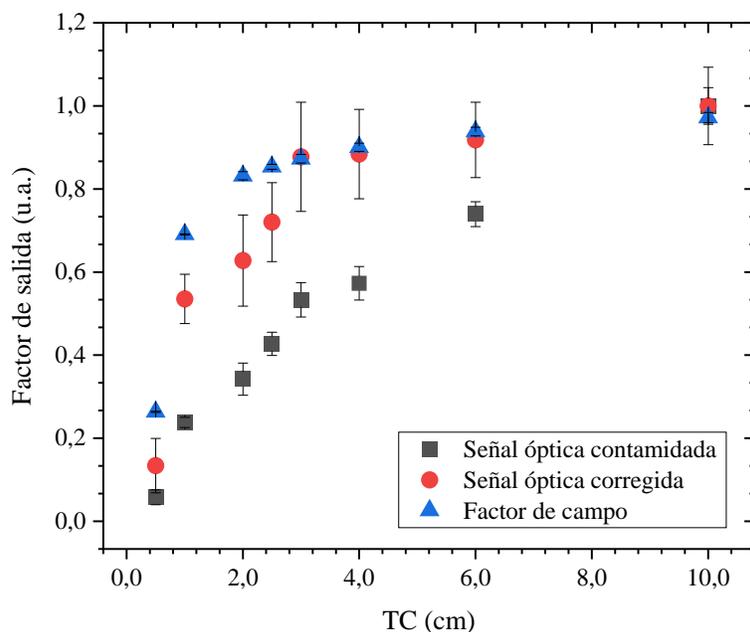


Figura 48. Factores de campo en configuración mínima y axial para una energía de 6 MV. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

En la tabla 17 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	OF_c^*	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.037)	1.000 (0.026)	1.000 (0.081)	0.972 (0.012)
6	0.757 (0.033)	0.734 (0.023)	0.821 (0.072)	0.938 (0.011)
4	0.632 (0.035)	0.577 (0.028)	0.786 (0.101)	0.900 (0.010)
3	0.520 (0.043)	0.474 (0.030)	0.648 (0.088)	0.873 (0.010)
2.5	0.458 (0.029)	0.414 (0.020)	0.581 (0.065)	0.854 (0.006)

2	0.415 (0.035)	0.361 (0.023)	0.565 (0.065)	0.832 (0.010)
1	0.313 (0.038)	0.252 (0.025)	0.483 (0.087)	0.691 (0.001)
0.5	0.086 (0.044)	0.070 (0.028)	0.132 (0.075)	0.264 (0.001)

Tabla 17. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración radial y máxima para una energía de 6 MV y configuración acial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

En la figura 49 se muestra que el factor de salida de corregido se aproxima más al valor dosimétrico que el factor de campo contaminado.

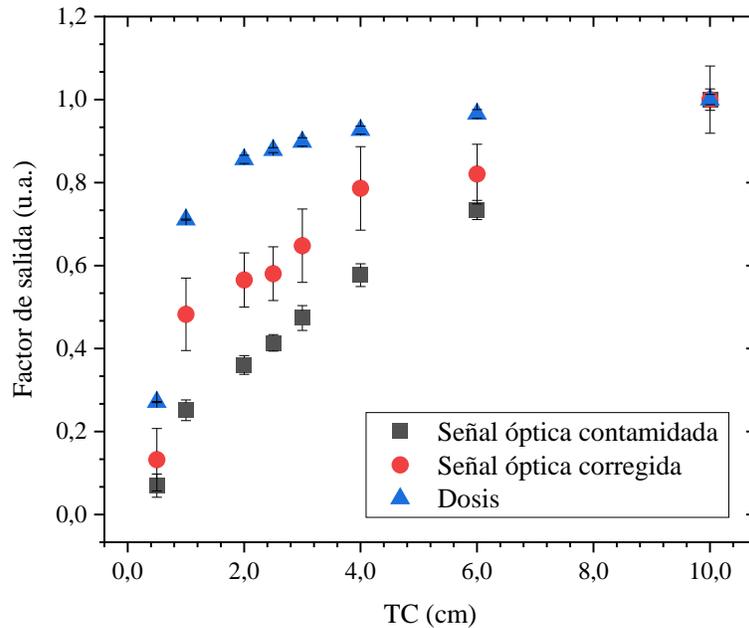


Figura 49. Factores de campo en configuración máxima y radial para una energía de 6 MV. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

3.4.3.2.2. Haz de 10 MV

En la tabla 18 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_c^{**}).

OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.067)	1.000 (0.045)	1.000 (0.085)	1.014 (0.014)
6	0.764 (0.044)	0.743 (0.030)	0.835 (0.065)	0.978 (0.014)
4	0.634 (0.051)	0.589 (0.032)	0.785 (0.078)	0.947 (0.013)
3	0.546 (0.039)	0.484 (0.025)	0.757 (0.070)	0.923 (0.012)
2.5	0.521 (0.035)	0.453 (0.021)	0.752 (0.063)	0.909 (0.012)
2	0.466 (0.043)	0.399 (0.026)	0.692 (0.074)	0.886 (0.012)
1	0.321 (0.033)	0.254 (0.020)	0.546 (0.071)	0.733 (0.011)
0.5	0.114 (0.024)	0.089 (0.015)	0.196 (0.048)	0.275 (0.005)

Tabla 18. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración axial y mínima para una energía de 10 MV y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

Como se puede observar en la Tabla 18 los valores del factor de campo se ven modificados por la contribución Cerenkov. En la figura 50 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración máxima mostrados en la Tabla 18, como se puede observar en la figura los valores ópticos son equivalentes con sus respectivas incertidumbres; sin embargo, la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

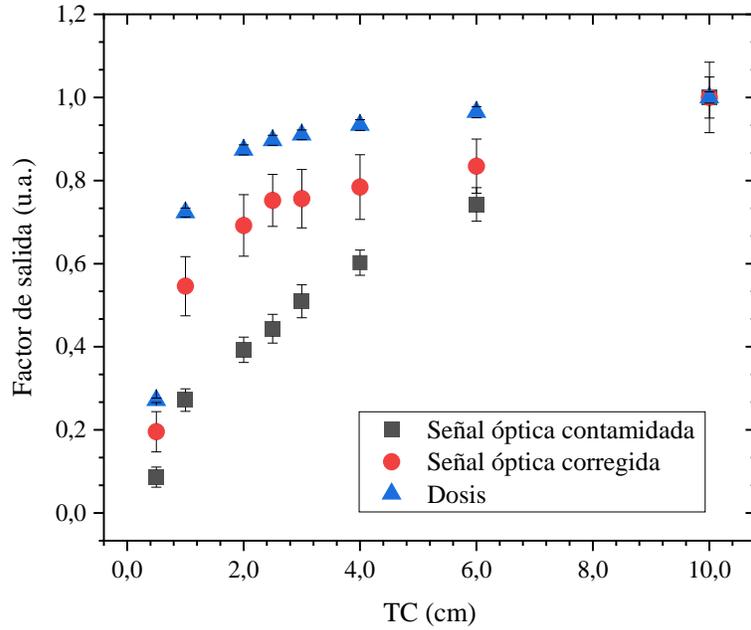


Figura 50. Factores de campo en configuración mínima y axial para una energía de 10 MV. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

En la tabla 11 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	OF_c^*	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.073)	1.000 (0.050)	1.000 (0.097)	1.014 (0.014)
6	0.767 (0.063)	0.743 (0.040)	0.846 (0.0859)	0.978 (0.014)
4	0.651 (0.047)	0.602 (0.030)	0.806 (0.080)	0.947 (0.013)
3	0.567 (0.064)	0.510 (0.040)	0.749 (0.098)	0.923 (0.012)
2.5	0.494 (0.054)	0.444 (0.035)	0.657 (0.092)	0.909 (0.012)
2	0.449 (0.049)	0.393 (0.031)	0.628 (0.0859)	0.886 (0.012)

1	0.341 (0.044)	0.272 (0.027)	0.563 (0.094)	0.733 (0.011)
0.5	0.110 (0.039)	0.087 (0.024)	0.185 (0.074)	0.275 (0.005)

Tabla 19. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración axial y máxima para una energía de 10 MV y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

En la figura 51 se muestra la gráfica de los factores de salida donde el factor corregido, se aproxima más al valor dosimétrico.

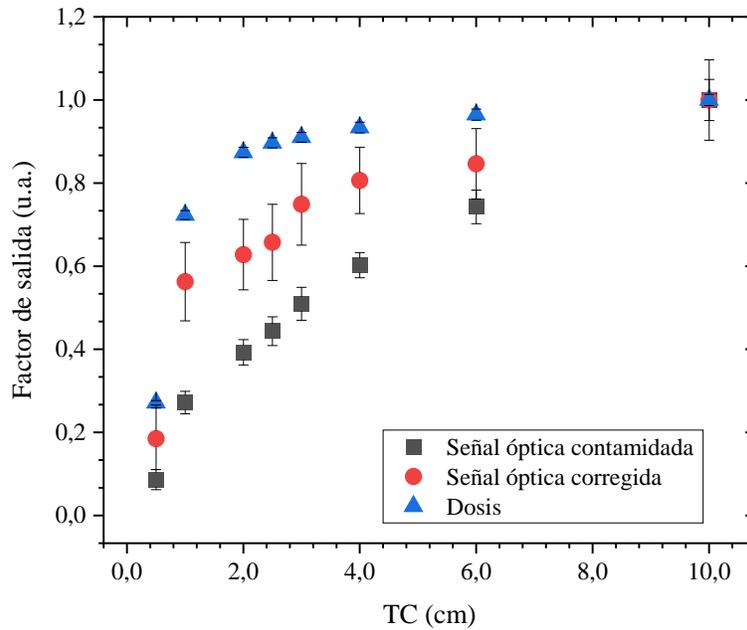


Figura 51. Factores de campo en configuración máxima y radial para una energía de 10 MV. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

3.4.3.2.3. Haz de gammas de Co-60

En la tabla 20 se muestran los factores de salida de la fibra de centelleo (OF_c), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_c^*), el factor de salida corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida en el detector de centelleo en configuración mínima. En paréntesis se muestran sus incertidumbres.

TC(cm)	OF_c	OF_c^*	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.072)	1.000 (0.060)	1.000 (0.119)	1.000 (0.011)

6	0.782 (0.087)	0.735 (0.063)	0.887 (0.122)	0.961 (0.014)
4	0.681 (0.036)	0.598 (0.029)	0.864 (0.109)	0.912 (0.011)
3	0.654 (0.047)	0.559 (0.039)	0.862 (0.180)	0.889 (0.012)
2.5	0.519 (0.038)	0.434 (0.027)	0.705 (0.083)	0.873 (0.009)
2	0.403 (0.056)	0.338 (0.040)	0.547 (0.120)	0.849 (0.012)
1	0.280 (0.045)	0.224 (0.031)	0.402 (0.081)	0.702 (0.008)
0.5	0.150 (0.041)	0.115 (0.028)	0.226 (0.104)	0.264 (0.007)

Tabla 20. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración axial y mínima para una energía de Co-60 y configuración radial. Se el factor de campo calculado dosimétrico.

En la figura 52 se puede observar que el factor de salida corregido se aproxima más al valor dosimétrico.

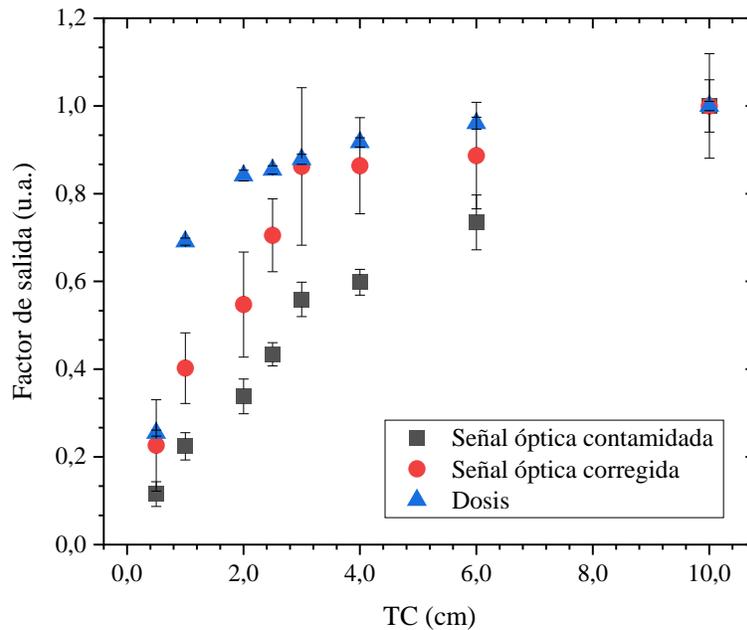


Figura 52. Factores de campo en configuración mínima y radial para una energía de Co-60. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

En la tabla 21 se pueden observar para la configuración máxima, los factores de salida de centelleo (OF_C), el factor de salida contaminado con Cerenkov (OF_C^*), el factor de salida

corregido por contaminación Cerenkov (OF_{cc}) y finalmente se muestra el factor de salida calculado con la dosis absorbida. En paréntesis se muestran sus incertidumbres

TC (cm)	OF_c	$OF_c *$	OF_{cc}	$OF_{dosimétrico}$
10	1.000 (0.069)	1.000 (0.062)	1.000 (0.061)	1.000 (0.011)
6	0.881 (0.071)	0.873 (0.063)	0.890 (0.067)	0.961 (0.014)
4	0.768 (0.049)	0.753 (0.043)	0.785 (0.038)	0.912 (0.011)
3	0.746 (0.083)	0.730 (0.073)	0.764 (0.087)	0.889 (0.012)
2.5	0.733 (0.063)	0.716 (0.056)	0.754 (0.061)	0.873 (0.009)
2	0.682 (0.080)	0.663 (0.070)	0.705 (0.084)	0.849 (0.012)
1	0.548 (0.053)	0.529 (0.047)	0.570 (0.054)	0.702 (0.008)
0.5	0.238 (0.040)	0.229 (0.036)	0.248 (0.045)	0.264 (0.007)

Tabla 21. Factores de campo considerando solo la señal de centelleo y la señal total del detector en configuración axial y máxima para una energía de Co-60 y configuración radial. Se añade el factor de campo calculado dosimétrico.

En la figura 53 se muestra la gráfica de los factores de salida para la configuración máxima mostrados en la Tabla 21, como se puede la señal de corregida se aproxima más al valor dosimétrico.

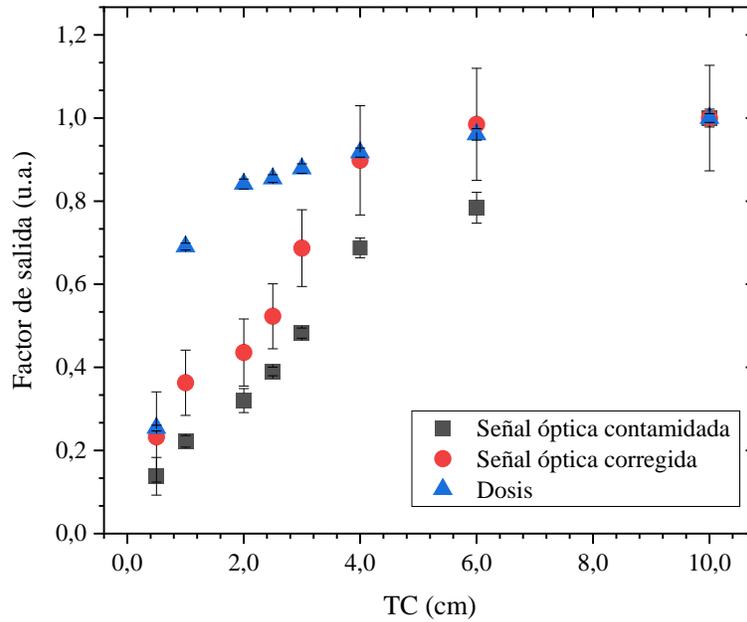


Figura 53. Factores de salida en configuración máxima y radial para una energía de Co-60. En negro se muestra el factor de campo con la señal contaminada; en rojo se muestra el factor de campo con la señal corregida y en azul se muestra el factor de campo usando los valores dosimétricos.

Como se puede observar para la configuración axial difiere más la señal óptica de la señal dosimétrica, en las 3 calidades de haz en sus dos geometrías. además, que las incertidumbres son mayores que en la configuración radial.

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

4.1. Resultados experimentales

Como se puede observar en las figura 31, el factor de campo para la configuración radial tiene un comportamiento aproximado a los valores reportados por Lárraga et al. 2021 para tamaños de campo mayores que 3 cm y, para campos más pequeños en la configuración radial se tiene una respuesta menor que la reportada por Lárraga et al. 2021. Una de las razones por las que se puede dar este fenómeno en esta configuración es debido a que en la configuración radial se tiene una respuesta menor de fotones ópticos, mientras que, en la configuración axial, al tener mayor longitud de fibra óptica irradiada, hay mayor cantidad de fotones ópticos generados. Esto sugiere que el problema pudiese ser la sensibilidad del detector.

En la configuración axial (ver figura 31) se obtuvo un comportamiento similar al factor de campo reportado y, aunque dentro de las incertidumbres no coincide con el valor reportado, los valores medidos son cercanos al valor reportado en (Lárraga-Gutiérrez et al., 2021).

4.2. Resultados en Simulación

Dependencia volumétrica

Respecto a la dependencia volumétrica del detector, como se puede observar en la tabla 7, los valores son iguales a 1 con su incertidumbre para las calidades de haz de 6 MV, 10 MV y gammas de Co-60. Como el detector de centelleo es un detector ideal, el factor de corrección por volumen debe ser 1 ya que no tiene perturbación por volumen.

Resultados ópticos

En la figura 39 se puede observar un espectro óptico que se midió con un tamaño de campo de 10 cm y de 6 MV, en este se puede corroborar que se tiene contribución en las mismas longitudes de onda que el fotodiodo RGB utilizado para el análisis de detector RGB, es importante notar que las contribuciones de la señal total con longitudes de onda mayores que 650 nm fueron omitidas del análisis ya que para el detector esas componentes pertenecen a la componente roja del fotodiodo y en este trabajo solo se analizaron las componentes azul y verde.

Una ventaja de los resultados por método Monte Carlo es que es posible determinar si los fotones son de centelleo o por radiación Cerenkov y, como se puede observar en la figura 40 tanto de la señal de centelleo como la señal Cerenkov producida en la fibra óptica tienen componentes en las longitudes de onda del fotodiodo, ver figura 30.

Como se puede observar en la figura 41 no hay dependencia con la calidad del haz ya que se p al normalizarla al área bajo la curva del espectro se puede observar que para las 3 calidades de haz el espectro es similar.

Es importante mencionar que en la configuración axial se tiene una respuesta con mayor incertidumbre y una de las razones es que la sección eficaz de interacción es menor ya que la superficie de interacción del haz de radiación es menor que en la configuración radial. Una forma de resolver el problema es aumentar el número de historias; sin embargo, el número de historias en cada simulación estaba limitado por el mismo TOPAS, el número de historias se determinó de forma que el espacio fase estuviera completo y no truncara ninguna partícula y se perdiera la información relevante de la interacción.

Métodos de corrección

En la tabla 9 se puede observar que el factor de corrección por contaminación Cerenkov es equivalente dentro de un 8% para las calidades del haz de 6 MV y gammas de Co-60, mientras que para el haz de 10 MV se tienen diferencias de hasta el 34 % y se puede deber a que el espectro del haz usado no considera las contribuciones a bajas energías.

Se puede observar que al aplicar el método de corrección a los datos obtenidos se tiene un aumento en el factor de campo y la señal corregida en todos los casos es la que más se aproxima a la señal dosimétrica. En el caso de geometría radial el comportamiento de la respuesta óptica es menor, pero con una tendencia similar a la dosimétrica que con la incertidumbre asociada están dentro del valor dosimétrico.

Por otro lado, en la configuración axial se tiene un decremento en la respuesta con la señal óptica y en esta configuración es más visible que la contaminación Cerenkov da una respuesta menor a la señal corregida y dosimétrica.

En la figura 54 se muestra la respuesta del detector para el SC2 experimental y valores obtenidos en TOPAS para una calidad de haz de 6 MV en configuración axial, ambos normalizados al valor del tamaño de campo de 3 cm.

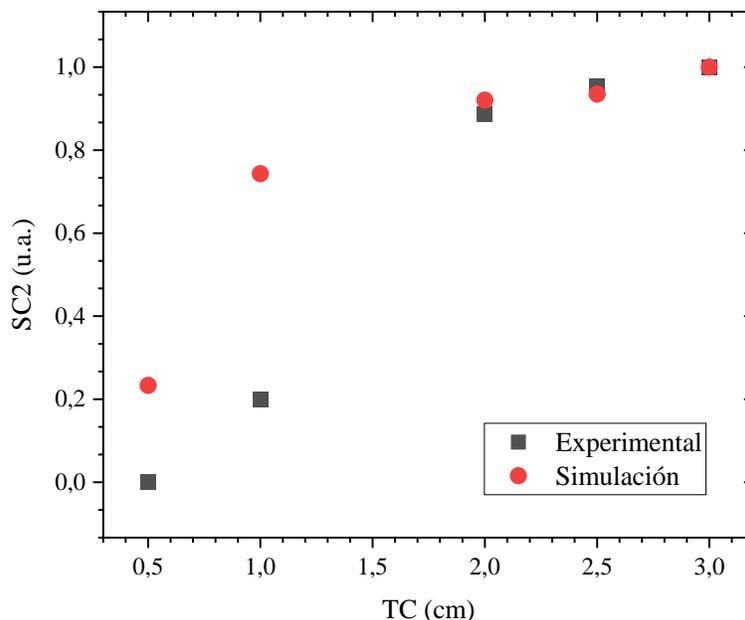


Figura 54. Señal del SC2 obtenido experimentalmente y calculado en TOPAS, ambos normalizados al valor de la respuesta del tamaño de campo de 3 cm

En la figura 54 se puede observar que hay un decremento importante de la señal cuando el tamaño de campo es de 1 cm y 0.5 para las medidas experimentales que para los resultados calculados. Se puede notar que la respuesta normalizada de las medidas y los cálculos realizados para tamaños de campo de 2, 2.5 y 3 cm coinciden, mientras que para 0.5 y 1 cm se aprecia más la diferencia entre ellos y se observa que existe una respuesta para los valores calculados diferente de cero para ambos campos. ..

Se propone realizar el mismo experimento sin usar TOPAS y comprobar que los resultados sean consistentes con los que se presentan en este trabajo. El principal problema que se tuvo en TOPAS es la limitación en el número de historias, el cual no era posible correr más de 1×10^9 de historias en la sección dosimétrica y de 16×10^6 en la sección óptica. Realizarlo en otro algoritmo Monte Carlo puede mejorar los valores estadísticamente, lo cual impactaría en la respuesta óptica (que fue la que tuvo un menor número de historias).

CONCLUSIONES

Se logró caracterizar el detector de centelleo Exradin W1 con las características mencionadas en el Capítulo 2, se obtuvo el factor de salida utilizando la señal óptica total y la dosis para los diferentes tamaños de campo estudiados, las tres calidades de haz y las configuraciones máxima y mínima.

Por otro lado, en la configuración axial la respuesta óptica y respuesta dosimétrica no coinciden dentro de las incertidumbres para los diferentes tamaños de campo estudiados, las tres calidades de haz y las configuraciones máxima y mínima; sin embargo, el factor de salida obtenido con los resultados ópticos tiene un comportamiento aproximado al factor de campo obtenido utilizando la dosis.

Se concluye que el método de corrección es el adecuado para las 3 calidades de haz y cualquier problema relacionado es debido a agentes ajenos a la señal óptica y es posible que sea debido a la electrónica de los instrumentos de detección para las medidas experimentales. Además, el factor de campo obtenido de la señal óptica corregida es equivalente, dentro de las incertidumbres, al factor de campo obtenido de forma dosimétrica para la configuración radial.

Se propone analizar los posibles factores ajenos al método de corrección como son la electrónica.

REFERENCIAS

- Attix F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 1a Ed. USA: John Wiley & Sons, Inc. 1986
- Blackston, M., Habte, F.G., & Hausladen, P. (2008). A Comparison of GEANT4 and DETECT2000 for the simulation of light transport in scintillation detectors. *2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 4995-4998.
- Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, Kawrakow I. Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. *Med Phys*. 2009 Oct;36(10):4654-63. doi: 10.1118/1.3213518. PMID: 19928097.
- Burke, Poppinga D, Schönfeld A, Harder D, Poppe, B y Khee Looe, H. (2017) The practical application of scintillation dosimetry in small-field photon-beam radiotherapy. *Z Med Phys.*;27(4):324-333.
- Calvo Carrillo, S., García Romero, A., Millán Cebrián, E., Villa Gazulla, D., Alba Escorihuela, V., Ortega Pardina, P., Hernández Vitoria, A., & Canellas Anoz, M. (2014). Verificación de las propiedades dosimétricas de un nuevo detector de centelleo: Exradin W1. *Revista De Física Médica*, 15(1). Recuperado a partir de <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/68>
- Darafsheh, Arash & Zhang, Rongxiao & Kanick, Stephen & Pogue, Brian & Finlay, Jarod. (2015). Spectroscopic separation of Čerenkov radiation in high-resolution radiation fiber dosimeters. *Journal of biomedical optics*. 20. 95001. 10.1117/1.JBO.20.9.095001.
- Dietz-Laursonn, E. & Hebbeker, T. & Künsken, A. & Merschmeyer, M. & Nieswand, S. & Niggemann, T.. (2017). GODDeSS: A Geant4 extension for easy modelling of optical detector components. *Journal of Instrumentation*. 12. P04026-P04026. 10.1088/1748-0221/12/04/P04026.
- Dietz-Laursonn, E. (2016). Detailed Studies of Light Transport in Optical Components of Particle Detectors (Tesis para obtener el grado de Doctor en ciencias Naturales). Universidad RWTH Aachen, Alemania.

Exradin W1 Scintillator user manual Ref 92739 (2012). STANDARD IMAGING, INC.

Faddegon B, Ramos-Mendez J, Schuemann J, McNamara A, Shin J, Perl J, Paganetti H, The TOPAS Tool for Particle Simulation, a Monte Carlo Simulation Tool for Physics, Biology and Clinical Research, *Physica Medica*, doi:10.1016/j.ejmp.2020.03.019.H

Figueredo, Nataly & Pino, F. & Martín-Landrove, Miguel & Carrizales, Lila. (2016). Distribución de Dosis de una Fuente de 106Ru con el Código PENELOPE en Braquiterapia Ocular y Validación Mediante TLD 700H en un Modelo Físico Antropomórfico. 10.13140/RG.2.2.12160.64006.

Frelin AM, Fontbonne JM, Ban G, Colin J, Labalme M, Batalla A, Isambert A, Vela A, Leroux T. Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters. *Med Phys*. 2005 Sep;32(9):3000-6. doi: 10.1118/1.2008487. PMID: 16266114.

García, J. A.; Moreno, J. M.; Perales, F. J.; Romero, J.; Sánchez, P.; Gómez-Robledo, L. *Fluorescence: An Interdisciplinary Phenomenon for Different Education Levels*. *European Journal of Physics Education*, v3 n3 p30-35 2012

Gamboa del Buen, Isabel. Presentación del curso "Física de la dosimetría de campos pequeños", Instituto de Ciencias Nucleares Agosto 2020- Enero 2021.

József Kónya, Noémi M. Nagy, Chapter 5 - Interaction of Radiation With Matter; *Nuclear and Radiochemistry (Second Edition)*, Elsevier, 2018, Pages 85-131,

Kim, Injung & Kim, Byoung & Yi, Chul-Young & Shimizu, Morihito & Morishita, Yuichiro & Saito, Norio. (2019). Bilateral comparison of the absorbed dose to water in high energy X-ray beams between the KRISS and the NMIJ. *Nuclear Engineering and Technology*. 52. 10.1016/j.net.2019.12.011.

Knoll Glenn F. *Radiation detection and measurement*. 4th edition. United States of America. John Wiley & Sons, Inc. 2010. Chapter 8 y 9.

Lárraga-Gutiérrez JM, García-Garduño OA, Herrera-González JA, Galván de la Cruz OO. Evaluation of Acuros® XB accuracy for static small fields dose calculations based on the IAEA/AAPM TRS-483 recommendation. *Phys Med*. 2021 Sep; 89:140-146. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.06.021. Epub 2021 Aug 5. PMID: 34365118.

Martínez Estrada María Teresa; Moctezuma González Claudia I. Trabajo de investigación UNAM. Instituto de Biotecnología. Espectrofluorimetría. 30 de mayo del 2006.

M. A. Blackston, F. Habte and P. A. Hausladen, (2008) "A Comparison of GEANT4 and DETECT2000 for the simulation of light transport in scintillation detectors," 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, Dresden, Germany, pp. 4995-4998.

Morin, J., Beliveau-Nadeau, D., Chung, E., Seuntjens, J., Theriault, D., Archambault, L., Beddar, S., & Beaulieu, L. (2013). A comparative study of small field total scatter factors and dose profiles using plastic scintillation detectors and other stereotactic dosimeters: the case of the CyberKnife. *Medical physics*, 40(1), 011719.

Perl J, Shin J, Schumann J, Faddegon B, Paganetti H. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. *Med Phys*. 2012; 39(11):6818-37.

Podgorsak E.B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. 2a ed. Québec, Berlin Heidelberg: Springer. 2010.

Prajzler, Václav & Nekvindová, Pavla & Hysp, Petr & Lyutakov, Oleksiy & Jer'a'bek, V.. (2014). Flexible Polymer Planar Optical Waveguides. *Radioengineering*. 23. 776-782.

Shu, D., Tang, X., Geng, C. et al. (2016). Determination of the relationship between dose deposition and Cerenkov photons in homogeneous and heterogeneous phantoms during radiotherapy using Monte Carlo method. *J Radioanal Nucl Chem* 308 187–193.

Tabakov S., Milano F., Strand Sven-E., Lewis C., Sprawis P. *Encyclopaedia of medical physics volume II*, 1a Ed. USA: CRC Press Taylor & Francis Group Boca Raton London New York. 2013 pp. 611

Theriault-Proulx, F., Beaulieu, L., Archambault, L., & Beddar, S. (2013). On the nature of the light produced within PMMA optical light guides in scintillation fiber-optic dosimetry. *Physics in medicine and biology*, 58 7, 2073-2084.

Tyler, Millicent & Liu, Paul & Lee, Christopher & Mckenzie, David & Suchowerska, Natalka. (2016). Small field detector correction factors: Effects of the flattening filter for Elekta and Varian linear accelerators. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*. 17. 6059. 10.1120/jacmp.v17i3.6059.

Underwood TS, Rowland BC, Ferrand R, Vieilleveigne L. Application of the Exradin W1 scintillator to determine Ediode 60017 and microDiamond 60019 correction factors for relative dosimetry within small MV and FFF fields. *Phys Med Biol.* 2015;60(17):6669-6683.

Verhaegen, Frank & Seuntjens, Jan. (2003). Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Physics in Medicine and Biology.* 48. R107-64. 10.1088/0031-9155/48/21/R01.

Wang, L.L.W. and Beddar, S. (2011), Study of the response of plastic scintillation detectors in small-field 6 MV photon beams by Monte Carlo simulations. *Med. Phys.*, 38: 1596-1599.

X. Zhang, J. Qiu, X. Li, J. Zhao, and L. Liu, "Complex refractive indices measurements of polymers in visible and near-infrared bands," *Appl. Opt.* 59, 2337-2344 (2020).

APÉNDICE.

En las tablas A.1 y A.2 se muestran los datos digitalizados del espectro típico de sensibilidad del diodo RGB (MCSiAT, Mazet, Germany) mostrado en la figura 29. La tabla A.1. corresponde a la componente azul y la tabla A.2 corresponde a la componente verde.

Componente azul	
Longitud de onda (nm)	Magnitud (A/W)
376.94	0.0049
382.15	0.0123
387.21	0.0164
391.15	0.0246
395.66	0.0324
400.45	0.0416
404.54	0.0521
409.61	0.0658
413.13	0.0768
415.95	0.0841
418.21	0.0928
420.89	0.1034
423.43	0.1116
425.83	0.1217
428.80	0.1336
431.76	0.1469
434.16	0.1551
436.70	0.1652
438.96	0.1762
440.94	0.1867
443.06	0.1959
445.32	0.2069
447.01	0.2146

448.42	0.2224
449.56	0.2320
450.55	0.2385
451.82	0.2449
454.64	0.2499
457.45	0.2559
459.71	0.2604
462.66	0.2641
465.33	0.2655
468.15	0.2650
471.10	0.2636
474.60	0.2591
476.99	0.2549
478.39	0.2499
479.49	0.2434
480.54	0.2363
482.10	0.2312
482.90	0.2198
484.01	0.2093
485.43	0.1954
486.67	0.1804
487.84	0.1694
488.89	0.1588
489.94	0.1484
491.37	0.1358
492.17	0.1236
493.65	0.1120
494.45	0.0996
495.69	0.0879
496.37	0.0792

497.98	0.0690
499.35	0.0605
500.65	0.0511
502.08	0.0436
503.44	0.0367
504.69	0.0312
505.56	0.0238
507.18	0.0208
509.73	0.0151
512.10	0.0112
513.97	0.0061
516.46	0.0021
519.27	0.0008
521.96	0.0006
523.58	0.0004
524.58	0.0006
528.08	0.0008
530.64	0.0008
533.58	0.0004
536.58	0.0010
538.76	0.0012
541.51	0.0012
544.32	0.0006
546.07	0.0008

Tabla A. 1. Datos digitalizados del espectro típico de sensibilidad del detector RGB para la componente azul RGB (MCSiAT, Mazet, Germany).

Componente verde	
Longitud de onda (nm)	Magnitud (A/W)
482.26	0.0064
486.29	0.0123
490.52	0.0242

493.07	0.0397
495.48	0.0594
496.90	0.0755
498.74	0.0942
500.87	0.1093
502.15	0.1263
503.57	0.1414
505.42	0.1579
508.11	0.1826
511.51	0.2064
513.07	0.2220
514.21	0.2316
515.49	0.2430
517.60	0.2499
520.28	0.2600
522.96	0.2691
524.66	0.2792
526.21	0.2838
530.85	0.2824
532.54	0.2852
535.36	0.2957
539.16	0.3021
542.40	0.3067
545.07	0.3103
549.15	0.3117
552.66	0.3117
555.33	0.3113
558.14	0.3126
560.26	0.3167
563.77	0.3172

566.30	0.3158
568.69	0.3209
570.67	0.3259
573.89	0.3209
575.58	0.3172
577.67	0.3071
579.35	0.2952
581.17	0.2865
583.39	0.2604
586.16	0.2211
588.38	0.1936
590.18	0.1689
591.70	0.1460
593.22	0.1258
595.03	0.1038
596.70	0.0896
598.65	0.0736
599.90	0.0617
603.40	0.0471
606.20	0.0370
609.56	0.0205
612.63	0.0072
614.73	0.0004
618.48	0.0002
621.39	0.0002
624.95	0.0004
629.45	0.0014
633.66	0.0001
635.07	0.0002

Tabla A. 2. Datos digitalizados del espectro típico de sensibilidad del detector RGB para la componente verde RGB (MCSiAT, Mazet, Germany)

En la Tabla A.3. se muestran los datos digitalizados del espectro de emisión mostrado en la figura 23 de la fibra de centelleo BCF-60.

Energía (eV)	Amplitud (u.a.)
2.697	0.002
2.669	0.002
2.647	0.002
2.625	0.002
2.604	0.000
2.584	0.000
2.568	0.005
2.552	0.016
2.533	0.023
2.516	0.037
2.503	0.047
2.496	0.061
2.488	0.071
2.478	0.096
2.470	0.122
2.461	0.155
2.455	0.185
2.450	0.216
2.443	0.244
2.439	0.275
2.430	0.301
2.430	0.331
2.428	0.367
2.421	0.401
2.417	0.462
2.415	0.510
2.409	0.549

2.407	0.597
2.401	0.632
2.396	0.681
2.392	0.721
2.390	0.766
2.382	0.810
2.378	0.848
2.375	0.880
2.370	0.900
2.362	0.921
2.357	0.947
2.350	0.965
2.346	0.982
2.338	1.000
2.330	0.996
2.323	0.982
2.315	0.960
2.306	0.935
2.304	0.914
2.298	0.902
2.293	0.881
2.289	0.871
2.281	0.851
2.273	0.836
2.267	0.817
2.260	0.794
2.254	0.768
2.250	0.736
2.245	0.707
2.242	0.688

2.237	0.661
2.235	0.639
2.228	0.613
2.222	0.590
2.217	0.567
2.212	0.539
2.206	0.515
2.20	0.492
2.195	0.468
2.189	0.442
2.180	0.426
2.176	0.409
2.167	0.388
2.164	0.362
2.153	0.349
2.146	0.328
2.138	0.311
2.131	0.288
2.123	0.262
2.113	0.239
2.104	0.215
2.095	0.192
2.085	0.184
2.071	0.180
2.062	0.157
2.057	0.136
2.048	0.117
2.037	0.108
2.026	0.091
2.008	0.074

1.993	0.075
1.983	0.068
1.976	0.054
1.962	0.044
1.947	0.033
1.928	0.026
1.917	0.019
1.910	0.017

Tabla A. 3. Datos digitalizados del espectro de emisión del detector BCF-60 (Saint- Gobain).

En la tabla A.4. se muestran los datos digitalizados de la longitud de absorción del poliestireno, material del cual esta compuesta la fibra de centelleo BCF-60.

Energía (eV)	Longitud de absorción (m ⁻¹)
3.102	0.0392
3.026	0.0448
2.954	0.0490
2.885	0.0511
2.820	0.0539
2.757	0.0566
2.697	0.0598
2.640	0.0621
2.585	0.0627
2.532	0.0624
2.481	0.0651
2.433	0.0663
2.386	0.0723
2.341	0.0750
2.298	0.0754
2.256	0.0757
2.216	0.0734
2.177	0.0774

2.139	0.0776
2.103	0.0805
2.068	0.0751
2.034	0.0769
2.001	0.0832
1.969	0.0817
1.939	0.0812
1.909	0.0887
1.880	0.0896
1.852	0.0930
1.825	0.0959
1.798	0.0943
1.772	0.0988

Tabla A. 4. Longitud de absorción del poliestireno (X. Zhang, 2020).

En la tabla A.5. se muestran los datos digitalizados del espectro de emisión mostrado en la figura 27 del material PMMA.

298.815	0.022
307.169	0.032
312.965	0.045
316.162	0.041
319.990	0.034
325.098	0.025
329.569	0.018
334.684	0.013
342.374	0.013
346.225	0.016
349.440	0.020
353.948	0.030
356.537	0.042
357.844	0.053

359.797	0.067
361.746	0.079
363.055	0.091
364.371	0.106
365.042	0.119
366.358	0.135
366.390	0.149
367.065	0.164
367.103	0.181
368.430	0.201
370.390	0.218
369.780	0.232
370.447	0.243
370.481	0.259
371.789	0.270
371.814	0.281
371.846	0.295
372.530	0.315
373.207	0.331
373.241	0.346
373.906	0.357
374.579	0.371
374.601	0.381
374.636	0.396
374.666	0.410
375.334	0.422
376.001	0.434
374.747	0.446
375.413	0.457
376.081	0.469

376.752	0.483
377.421	0.495
377.441	0.504
377.457	0.512
377.486	0.524
378.798	0.538
379.462	0.548
379.492	0.562
379.515	0.572
379.545	0.585
380.855	0.598
380.890	0.613
381.565	0.629
382.232	0.640
382.896	0.651
382.280	0.661
382.946	0.673
383.617	0.686
383.642	0.698
383.669	0.710
383.692	0.720
383.713	0.729
384.382	0.742
384.405	0.752
385.704	0.760
385.753	0.781
387.717	0.800
389.673	0.815
390.345	0.829
391.010	0.839

393.608	0.855
396.847	0.870
400.713	0.880
406.488	0.883
415.463	0.884
425.080	0.886
435.335	0.887
445.592	0.888
453.284	0.889
461.618	0.890
469.949	0.890
476.354	0.889
483.404	0.889
489.168	0.887
497.502	0.889
508.398	0.889
520.575	0.889
530.190	0.891
541.085	0.891
551.979	0.891
562.237	0.893
574.411	0.891
584.664	0.891
594.916	0.891
607.094	0.891
618.629	0.891
629.521	0.890
644.263	0.891
655.156	0.891
662.850	0.892

671.181	0.892
678.227	0.890
688.478	0.889
696.169	0.890
703.855	0.888
713.468	0.888
721.154	0.886
723.708	0.882
737.169	0.883
748.066	0.884
759.602	0.884
773.058	0.884
785.877	0.884
797.412	0.884
810.228	0.884
823.046	0.884
834.587	0.887
844.843	0.887
859.585	0.889
867.910	0.886
877.518	0.884
883.283	0.883
888.404	0.880
896.738	0.881
906.360	0.885
918.537	0.886
928.156	0.889
937.769	0.889
948.668	0.891
959.562	0.891

969.171	0.889
980.702	0.887
992.237	0.887
1003.771	0.886
1019.154	0.887
1033.253	0.887
1053.127	0.890
1069.150	0.891
1078.123	0.892
1091.581	0.892
1104.392	0.889
1110.793	0.886
1117.829	0.880
1124.862	0.872
1128.692	0.865
1137.009	0.859
1143.395	0.849
1150.430	0.843
1156.816	0.833
1159.996	0.822
1165.749	0.815
1170.863	0.810
1174.708	0.810
1177.920	0.813
1181.138	0.819
1183.722	0.829
1186.946	0.837
1192.091	0.845
1197.234	0.853
1200.452	0.859

1204.952	0.865
1208.812	0.871
1212.666	0.875
1221.010	0.881
1231.270	0.884
1238.966	0.887
1249.221	0.887
1260.116	0.887
1268.448	0.888
1276.137	0.887
1283.188	0.888
1288.954	0.887
1298.572	0.889
1307.537	0.887
1315.222	0.884
1324.830	0.882
1329.307	0.878
1331.857	0.872
1331.840	0.864
1336.946	0.855
1338.204	0.844
1338.828	0.837
1340.737	0.831
1344.566	0.824
1347.752	0.816
1352.229	0.812
1358.628	0.807
1363.095	0.799
1366.283	0.791
1370.123	0.789

1374.615	0.792
1379.749	0.795
1382.316	0.797
1388.079	0.795
1390.650	0.798
1395.787	0.803
1398.366	0.809
1404.142	0.813
1410.552	0.814
1415.670	0.810
1423.997	0.808
1431.705	0.816
1438.771	0.823
1444.554	0.830
1446.493	0.837
1449.715	0.845
1454.219	0.853
1463.844	0.859
1477.312	0.863
1491.427	0.871
1506.179	0.876
1517.073	0.876
1526.689	0.877
1540.146	0.877
1547.195	0.877
1558.089	0.877
1567.054	0.873
1575.376	0.869
1583.062	0.867
1590.102	0.863

1595.223	0.861
1599.701	0.857

Tabla A. 5. Espectro de transmisión para el material PMMA (Prajzler, 2014)