



Universidad de Oviedo

Facultad de Ciencias

Trabajo de Fin de Grado Física

Curso 2023/2024

**Caracterización del efecto Cerenkov contaminante de
la señal de un detector de centelleo inorgánico
sometido a la irradiación con fuentes de braquiterapia
de ^{192}Ir y de ^{60}Co**

**Characterization of Cerenkov effect which pollutes the
signal of an inorganic scintillator detector under the
irradiation of ^{192}Ir and ^{60}Co brachytherapy sources**

Laura Alonso Acebal

Tutores:

María Ángeles Cerdeira García

Daniel Rodríguez Latorre

Oviedo, Junio 2024

Índice general

Introducción	II
1 Introducción histórica	1
2 Fundamentos físicos de la radioterapia	5
2.1 Radiación	5
2.2 Radiación ionizante	6
2.3 Interacción de los fotones con la materia	7
2.3.1 Efecto fotoeléctrico	7
2.3.2 Efecto Compton	8
2.3.3 Creación de pares electrón-positrón	9
3 Dosimetría	11
3.1 Dosimetría y magnitudes dosimétricas	11
3.2 Detectores de centelleo	13
3.3 Efecto Cerenkov	16
3.3.1 Técnicas de eliminación del efecto Cerenkov	18
4 Dispositivo y procedimiento experimental	21
4.1 Fuentes de braquiterapia: Co-60 e Ir-192	21
4.2 Comparación científica y clínica de ambas fuentes	22

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	II
4.3 Dispositivo experimental	24
4.4 Método empleado en la toma de medidas	25
5 Resultados	27
5.1 Fibra óptica descubierta	28
5.2 Fibra + centellador	30
5.3 Señal del sensor tras extraer la señal de la fibra óptica	33
5.4 Relación entre el efecto tallo y la señal recibida	35
Conclusiones	40

Índice de figuras

1.1	Primera radiografía de la historia. Se observa la presencia de un anillo en el dedo anular, aparece como una masa ovoidea de densidad metálica [3].	1
1.2	Marie Curie en su laboratorio de Paris (1912) [6]	4
2.1	Esquema del efecto fotoeléctrico [8]	8
2.2	Esquema del efecto Compton [8]	8
2.3	Esquema de la creación de pares electrón-positrón [8]	9
2.4	Efecto dominante en función de la energía del fotón incidente y del número atómico del medio [8]	10
3.1	Esquema del proceso de centelleo que se produce en un detector de centelleo [11]	14
3.2	Esquema del ángulo de emisión de Cerenkov, θ [13]	18
3.3	Esquema del método de las dos fibras	19
3.4	Mediciones de dosis en profundidad de un haz de electrones de 16MeV. La comparación se hace con un ión de referencia, el método de dos fibras (BC-428-CFR) y el método de filtrado de tiempo (BC-444G)	20
4.1	Fuente de braquiterapia de Cobalto-60 e Iridio-192 [14]	21
4.2	Esquema del maniquí equivalente de agua	24

5.1	Medidas del efecto tallo a una distancia de 0,5 cm	28
5.2	Medidas del efecto tallo a una distancia de 2 cm	29
5.3	Medidas del efecto tallo a una distancia de 5 cm	29
5.4	Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 0,5 cm	30
5.5	Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 2 cm .	31
5.6	Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 5 cm .	32
5.7	Medida del sensor tras la sustración de la señal de la fibra óptica a una distancia de 0,5 cm	33
5.8	Medida del sensor tras la sustración de la señal de la fibra óptica a una distancia de 2 cm	34
5.9	Medida del sensor tras la sustración de la señal de la fibra óptica a una distancia de 5 cm	34
5.10	Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en y=0,5 cm	35
5.11	Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuene Co-60 e Ir-192 para y=0.5 cm	36
5.12	Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en y=2 cm	37
5.13	Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuene Co-60 e Ir-192 para y=2 cm	37
5.14	Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en y=5 cm	38
5.15	Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuene Co-60 e Ir-192 para y=5 cm	38

Agradecimientos

A mis tutores, Daniel y Ángeles, por los consejos a la hora de enfocar el trabajo y la paciencia y compromiso en estos meses.

Al personal del Área de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Central de Asturias, por permitirme acceder a los datos y dar todas las facilidades posibles.

A mis padres y mi hermano, por confiar en mí y ser un apoyo incondicional.

A mis amigos, por hacer mucho más fáciles y llevaderos todos estos años de carrera.

¡Muchas gracias!
Laura

Introducción

El cancer es una enfermedad de origen genético, provocada por las alteraciones en los genes que regulan el ciclo celular en las células cancerosas. La mayoría de estas mutaciones son causa de factores ambientales como pueden ser elementos físicos, químicos, el consumo de tabaco y alcohol, contaminantes y ciertas infecciones. Además, estas alteraciones suelen relacionarse con los procesos de envejecimiento celular.

En el contexto del envejecimiento celular, los *telómeros* juegan un papel crucial. Los telómeros consisten en estructuras celulares formadas por secuencias repetitivas de ADN situadas en los extremos de los cromosomas. Su función consiste en proteger los cromosomas de la degradación que ocurre de manera natural durante la replicación del ADN en cada ciclo celular. La longitud de los telómeros varía de forma significativa entre diferentes especies y se acorta en la replicación de los extremos del ADN. Por esta razón, los telómeros se consideran un “reloj biológico” que indica el historial de divisiones de nuestras células. Así que la longitud telomérica, sería una aproximación a la edad biológica de nuestros tejidos y órganos.

Por otro lado existe la *telomerasa*, una proteína funcional (enzima) encargada de mantener estable la longitud de los telómeros. La mayoría de células de nuestro organismo tienen una vida limitada debido a que esta enzima está activada en determinados momentos evolutivos del organismo. Lograr el equilibrio entre el acortamiento y el alargamiento de la longitud telomérica es crucial para evitar tanto el envejecimiento prematuro, debido por un acortamiento excesivo, como la replicación ilimitada de células malignas, las cuales podrían volverse inmortales debido a una actividad anormal de la telomerasa.

Los telómeros alcanzan una longitud críticamente corta después de un cierto número de divisiones celulares, provocando la detención del ciclo celular. La longitud de los telómeros representa una de las principales barreras contra la proliferación celular descontrolada. De hecho, el 90 % de los proce-

Los tumores experimentan una alteración en la actividad de la telomerasa en algún momento de su desarrollo [1].

Hay varias técnicas para tratar y curar el cáncer, dependiendo cada una de ellas del tipo de enfermedad. La radioterapia emplea radiación para destruir células cancerosas, la cirugía se utiliza para extirpar tumores sólidos, y la quimioterapia utiliza medicamentos para atacar y matar células cancerosas en todo el cuerpo. Cada tratamiento puede usarse solo o puede utilizarse una combinación de varios, dependiendo de las necesidades específicas del paciente.

La braquiterapia es un tipo de radioterapia interna que actúa solo a nivel local dentro del organismo. Más concretamente, consiste en un tratamiento que utiliza fuentes radioactivas encapsuladas colocadas directamente en los tejidos. Esto puede llevarse a cabo en contacto con la superficie, dentro de cavidades, o insertadas en los tejidos. Una característica importante de la braquiterapia es la rápida disminución de la dosis alrededor del implante, lo que reduce la dosis en los tejidos sanos circundantes. Por lo general, la braquiterapia se aplica a volúmenes más pequeños y, como se mencionó anteriormente, es una técnica que puede utilizarse sola o en combinación con otras técnicas, como la radioterapia externa, siendo en la actualidad una modalidad terapéutica fundamental [2].

Los tratamientos de braquiterapia se calculan usando un sistema de planificación que se basa en imágenes tridimensionales del paciente y en las características del isótopo usado. La dosis administrada al paciente puede diferir de la calculada con el planificador debido a movimientos de los catéteres, movimientos de los órganos, errores en la conexión de los catéteres, errores de cálculo, etc. Medir la dosis administrada al paciente durante el tratamiento (dosimetría in vivo) es una manera de detectar estas discrepancias y abrir la posibilidad de corregirlas.

El efecto Cerenkov es fundamental en física de partículas y física de altas energías, consiste en el fenómeno que ocurre cuando una partícula cargada que viaja por un medio a una velocidad mayor que la velocidad de la luz en este medio, excita las moléculas de este medio haciendo que al desexcitarse emitan luz.

En este trabajo, realizado en el área de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA), se estudia el efecto contaminante que provoca el efecto Cerenkov en la señal recogida por un detector

de centelleo inorgánico al ser sometido a la irradiación con fuentes de braquiterapia de iridio-192 y cobalto-60. El objetivo es estudiar y comparar estas dos fuentes para determinar qué parte de la señal recibida es atribuible al efecto Cerenkov y cuánto se debe a la radiación emitida directamente por la fuente de braquiterapia.

La estructura de este trabajo consiste en un primer capítulo donde se hace una breve introducción histórica sobre la radiofísica y la braquiterapia. El capítulo 2 presenta los fundamentos físicos de la radioterapia, como son el concepto de radiación y la interacción de los fotones con la materia. Después, en el tercer capítulo, se explica en qué consiste la dosimetría y el efecto Cerenkov. En la siguiente sección, el capítulo 4, se exponen los materiales y métodos empleados en este trabajo, continuando con el capítulo 5, donde se discuten los resultados experimentales obtenidos. Finalmente, se dedica una sección a todas las conclusiones obtenidas de este trabajo.

Capítulo 1

Introducción histórica

La radiofísica es la ciencia de la radiación ionizante y su interacción con la materia, con un interés especial en la energía absorbida.

La física radiológica dio inicio a partir de una serie de descubrimientos: los rayos X por Wilhelm Röntgen, la radioactividad por Henri Becquerel y el radio por los Curi en la década de 1890. Estos descubrimientos se convirtieron en muy poco tiempo en herramientas muy útiles en la práctica médica.

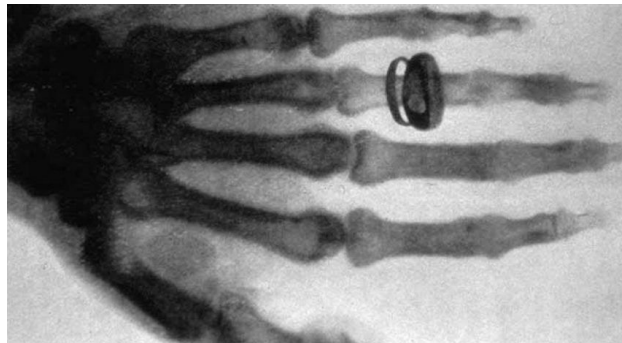


Figura 1.1: Primera radiografía de la historia. Se observa la presencia de un anillo en el dedo anular, aparece como una masa ovoidea de densidad metálica [3].

La primera fotografía de rayos X de la mano de la Sra. Röntgen, que se corresponde con la figura (1.1), fue hecha por Röntgen a finales de 1895, justo un mes después de su descubrimiento. Como consecuencia de este hecho, los médicos de ambos lados del Atlántico comenzaron a usar rutinariamente los rayos X en radiografías, lo cual fue una rápida adopción de una nueva tecnología en aplicaciones prácticas [4].

El desarrollo histórico de la física radiológica desde entonces es interesante y ayuda a comprender las cantidades y unidades que se utilizan en este campo a día de hoy.

Por otro lado, gracias a estos descubrimientos, se preparó el escenario para el trabajo de Rutherford, así como el de la teoría de la transformación nuclear de Rutherford y Soddy en 1902, y más tarde al átomo de Rutherford-Bohr.

Ernest Rutherford comenzó su carrera de investigación en 1893 y su primer artículo fue sobre la magnetización del hierro por descargas de alta frecuencia. Sin embargo, por sugerencia de Thomson, abandonó este trabajo para concentrarse en la investigación utilizando los recién descubiertos rayos X.

El primer artículo sobre ionización fue publicado en 1896, seguido por uno donde Rutherford introdujo el concepto del coeficiente de absorción. Una referencia a la utilización de “la radiación emitida por el uranio y sus sales” estaba contenida al final de su tercer artículo sobre ionización, aunque, en ese momento Rutherford consideraba la radiación como una herramienta para investigar, y no al revés.

Rutherford fue el que propuso los terminos de alfa (α) y beta (β) en 1899 para las dos radiaciones de uranio. La radiación α se trata de una radiación que es absorbida muy fácilmente, mientras que la radiación β tiene un caracter mucho más penetrante. El descubrimiento del tercer tipo, la radiación gama (γ), se atribuye a Paul Villard en 1900.

Rutherford fue también responsable de introducir el concepto de vida media, el cual se refiere al tiempo promedio que tarda la mitad de los núcleos de un material radioactivo en desintegrarse o ionizarse.

En 1902 Rutherford publica junto a Frederick Soddy la *teoría de transformación* que describe el proceso de desintegración radiactiva de los elementos, descubrieron que ciertos elementos radiactivos se transforman espontáneamente en otros elementos a través de la emisión de partículas radiactivas. Esta teoría produjo un cambio en este campo en el que se creía que los átomos de cada elemento son permanentes e indestructibles. En 1903, Rutherford descubrió que los rayos alfa estaban formados por partículas pesadas que tenían una carga eléctrica positiva. Luego, en 1906, Rutherford propuso que estas partículas eran en realidad átomos de helio que habían perdido dos electrones, lo que les daba dos unidades de carga positiva, similar a la carga

de dos iones de hidrógeno.

Por lo tanto, la teoría de transformación establece que los núcleos radiactivos se desintegran de forma espontánea y aleatoria, emitiendo partículas y transformándose en otros elementos. La ley exponencial de transformación proporciona una descripción cuantitativa de esta desintegración aleatoria.

La ley exponencial de transformación, también conocida como la ley de desintegración radiactiva, puede ser descrita a partir de la siguiente ecuación (1.1):

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.1)$$

Donde N_t es el correspondiente número de átomos que quedan después de un tiempo t , N_0 es el número de átomos que se desintegran por segundo en el tiempo $t=0$ y λ es una constante, denominada constante de desintegración radiactiva.

El comienzo de la braquiterapia fue gracias a los descubrimientos, ya antes mencionados, de los rayos X, la radioactividad y el radio.

En 1901, Friedrich Giesel, un químico alemán informó de una quemadura que había sufrido tras exponer su brazo durante 2 horas de radiación. De manera que Pièrre Curie, junto a Becquerel, llevaron a cabo un experimento de autoexposición a la radiación. El cual consistió en que Pièrre Curie expuso su antebrazo a 10 horas de radiación y realizaron un seguimiento de los efectos de dicha radiación durante 52 días.

El primer tratamiento de braquiterapia con radio enfocado en el cancer que se realizó con éxito fue en 1903, en San Petersburgo. Se realizó a dos pacientes con carcinoma de células basales faciales (un tipo de cancer de piel). Uno años más tarde, diversas técnicas de braquiterapia intersticiales basadas en el uso del radio se implementaron y como consecuencia para finales del siglo XX, la mayoría de partes del cuerpo ya se habían logrado tratar, aunque con diversos resultados de éxito [5].

Por último, es importante realzar la figura de Marie Curie en esta introducción histórica acerca de la braquiterapia. Pues esta mujer fue una gran pionera en el mundo de la ciencia, consiguió ser doctora en Ciencias Físicas, profesora universitaria, académica, galardonada con el Premio Nobel y la primera persona que lo consiguió en dos ocasiones.



Figura 1.2: Marie Curie en su laboratorio de Paris (1912) [6]

En 1903 Marie Curie se convierte en la primera mujer en recibir el Premio Nobel de Física que compartió junto a Antoine Henri Becquerel y junto a su marido Pierre Curie por sus descubrimientos relacionados con la radioactividad.

En 1906 Pierre fallece en un accidente y Marie asumió la cátedra de su marido convirtiéndose en la primera mujer en dar clases en la universidad en Francia.

En 1911 gana su segundo Premio Nobel, en este caso el de Química, por sus investigaciones sobre el radio y sus compuestos. Siendo una vez más la primera persona a la que se le concedieron dos Premios Nobel en dos campos diferentes.

En 1934, Marie Curie fallece a causa de una leucemia, debida, seguramente, a la excesiva radiación recibida en toda su trayectoria profesional. Su hija Irène recibió también el Premio Nobel de Química en 1935, por el descubrimiento de la radiactividad artificial [7].

Capítulo 2

Fundamentos físicos de la radioterapia

En este segundo capítulo se introducen los conceptos necesarios para entender la radiación ionizante así como los efectos que produce dicha radiación y cómo se lleva a cabo la interacción de los fotones con la materia.

2.1. Radiación

Comenzaremos introduciendo el concepto de *ionización*, se trata de un proceso en el que un átomo neutro (en un estado natural) adquiere una carga positiva o negativa. Los procesos que producen la eliminación de un electrón orbital de un átomo dejan como resultado un átomo cargado positivamente y la liberación de un electrón, es decir, un par de iones. También se puede producir el caso de que un electrón es capturado por un átomo neutro lo que da como resultado un átomo cargado negativamente, es decir, un ión negativo único.

Por otro lado, el proceso en el que un electrón orbital es transferido simplemente a un nivel de energía mayor que en el que se encuentra en su estado natural en el átomo se llama *excitación*. Tanto el proceso de *ionización* como el proceso de *excitación* pueden ocurrir cuando las partículas sufren colisiones con los átomos o moléculas [5].

La radiación se trata de un transporte de energía a través del vacío o de un medio material. Las interacciones entre dicha radiación y la materia se producen cuando la radiación se propaga en un medio. Las radiaciones que se

producen al atravesar la materia son las que constituyen el principio físico en el cual se basan las técnicas de imagen médica y el tratamiento radioterápico.

Se pueden distinguir principalmente dos tipos de radiación: la radiación electromagnética, que consiste en la propagación de ondas electromagnéticas a través del espacio y la radiación corpuscular, que a diferencia de la radiación electromagnética, esta consiste en la emisión de partículas con masa y/o carga desde una fuente radiactiva o un proceso nuclear.

Los rayos X y la radiación gamma, características de las transiciones atómicas y nucleares, son ejemplos de radiación electromagnética que está formada por campos electromagnéticos y campos magnéticos que oscilan perpendicularmente entre sí. Por otro lado, también existen las ondas de radio, las microondas, el infrarrojo, la luz visible y la luz ultravioleta, todas radiaciones electromagnéticas cuya diferencia radica en la energía que transportan.

La radiación electromagnética está formada por fotones, también llamados cuantos de energía, los cuales son partículas sin masa y sin carga eléctrica que transportan energía y viajan a la velocidad de la luz.

La radiación beta, formada por electrones, partículas alfa o neutrones que se producen en las desintegraciones radiactivas, son ejemplos de radiación corpuscular, la cual está formada por partículas que se propagan en el espacio transportando energía.

En el ámbito de la radioterapia, el tipo de radiación y rango de energías más relevante son los fotones con energías altas, como son los rayos X y los rayos gamma, los cuales dentro del espectro electromagnético son los más energéticos [8].

Debido a que la materia está constituida por átomos y estos a su vez por núcleos y electrones, estudiar la interacción de las partículas con la materia es lo mismo que estudiar estas interacciones con los núcleos y los electrones.

2.2. Radiación ionizante

Es importante la clasificación de las radiaciones en: radiaciones ionizantes y radioaciones no ionizantes. Las radiaciones ionizantes producen ionizaciones, es decir, cuando en una interacción con los electrones atómicos uno de

estos electrones es arrancado del átomo. Mientras que las radiaciones no ionizantes, como bien indica su nombre, son aquellas que no pueden producir ionizaciones atómicas debido a su baja energía.

A su vez, las radiaciones ionizantes se pueden dividir en dos categorías: directamente ionizantes e indirectamente ionizantes. Las radiaciones directamente ionizantes son aquellas formadas por las partículas cargadas, como los electrones, que pueden producir ionizaciones debido a que presentan interacciones coulombianas. Por otro lado, las radiaciones indirectamente ionizantes son las partículas neutras, que producen partículas cargadas que son capaces de producir ionizaciones al interactuar con el medio, como son los neutrones o los fotones de rayos X [8].

2.3. Interacción de los fotones con la materia

Las interacciones que presentan los fotones dependen de la energía de los propios fotones y de las características del medio dispersor. A continuación, se presentan una serie de fenómenos donde se estudian las diferentes interacciones que se pueden llegar a dar de los fotones con la materia.

2.3.1. Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico el fotón que incide en la materia interacciona con un electrón atómico y el fotón original desaparece al transferirle toda la energía a dicho electrón. De esta manera, el electrón adquiere toda la energía del fotón en forma de energía cinética y es expulsado del átomo. Para que se produzca este fenómeno es necesario que la energía del fotón incidente sea mayor a la energía de ligadura del electrón del átomo.

Cuanto mayor es la energía del fotón incidente, la probabilidad de que se produzca el efecto fotoeléctrico es menor. De hecho, esta probabilidad es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón $1/(h\nu)^3$ siendo ν la frecuencia del fotón incidente.

Si se llega a producir el efecto fotoeléctrico, y como consecuencia el fotoelectrón es expulsado del átomo, dicho fotoelectrón queda en un estado excitado de energía. A continuación, se pueden dar dos casos, el primero es que dicha vacante sea nuevamente ocupada por otro electrón procedente de una capa más externa, produciendo cierta emisión de radiación, y el otro caso es que el átomo se desexcite y emita electrones monoenergéticos produ-

cidos por la absorción de radiación característica en el interior del átomo. Un esquema de cómo se produce el efecto fotoeléctrico se muestra en la figura (2.1):

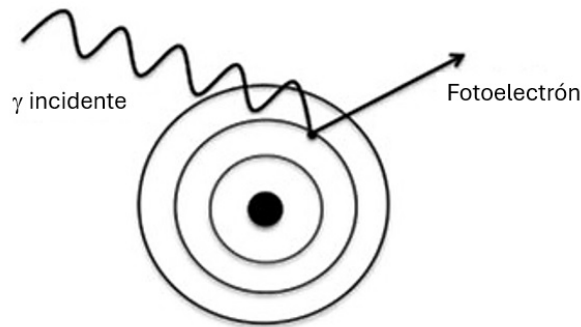


Figura 2.1: Esquema del efecto fotoeléctrico [8]

Es necesario destacar que en la imagen radiográfica el efecto fotoeléctrico es muy importante, pues esta imagen se forma cuando los fotones atraviesan el paciente y llegan al detector de imagen, lo cual facilita la observación de los tejidos considerando que cada uno de ellos genera una reducción única en la intensidad del haz de fotones que incide.

2.3.2. Efecto Compton

El efecto Compton consiste en que el fotón incidente cede parte de su energía al electrón, de manera que el electrón al que cede su energía sale dispersado con un ángulo ϕ respecto a la dirección del fotón incidente. Por otro lado, el fotón incidente también sufre una modificación en su trayectoria inicial, con un ángulo θ , como se puede apreciar en la figura (2.2).

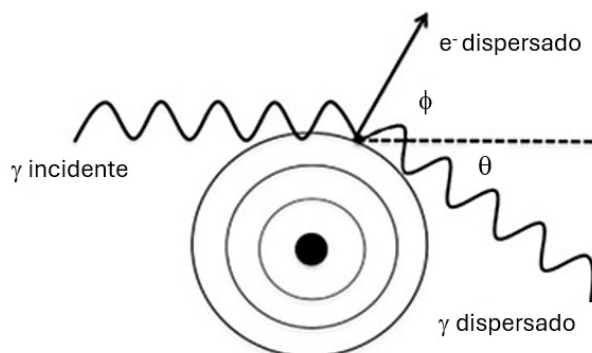


Figura 2.2: Esquema del efecto Compton [8]

Por lo tanto, la energía del electrón dependerá del ángulo con que sale despedido, y la mayor transferencia de energía del fotón incidente al electrón ocurre cuando el fotón incidente forma un ángulo de $\theta=180^\circ$ y el electrón dispersado forma un ángulo de $\phi=0^\circ$.

Debido a que la interacción que se produce en el efecto Compton es con electrones pocos ligados, la probabilidad de que ocurra este efecto es prácticamente independiente del medio dispersor, pero sí que depende de la energía de los fotones. Esta probabilidad es inversamente proporcional a la energía del fotón incidente como $1/h\nu$.

El efecto Compton es la interacción dominante en radioterapia ya que se usan fotones de energía en el rango del MeV. De hecho, cuanto más baja sea la energía de los haces utilizados en radioterapia, mayor será la difusión y como consecuencia mayor será la penumbra de los haces empleados.

2.3.3. Creación de pares electrón-positrón

En el caso de la creación de pares electrón-positrón se produce la interacción entre el fotón y el campo electromagnético del núcleo, haciendo que el fotón desaparezca y la energía sirva para crear un par de partículas electrón-positrón.

De manera que para que se produzca este efecto el fotón debe tener una energía suficiente para crear un electrón y un positrón. Además, cuanto mayor sea el número atómico del núcleo, mayor es el campo electromagnético, ya que la intensidad del campo electromagnético creado por el núcleo es directamente proporcional al número atómico como Z^2 , como consecuencia, mayor será la probabilidad de que se produzca la creación de pares [8].

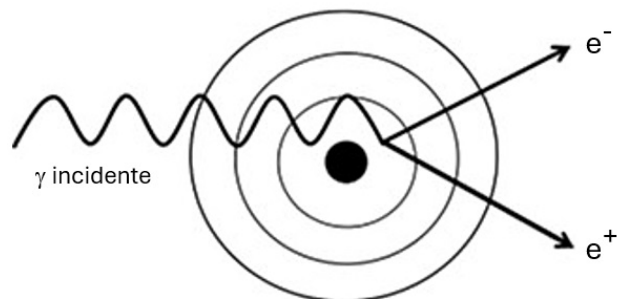


Figura 2.3: Esquema de la creación de pares electrón-positrón [8]

En esta figura (2.3) se esquematiza el proceso de creación de pares electrón-positrón explicado anteriormente.

Teniendo en cuenta que el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la creación de pares electrón-positrón dependen de la energía de los fotones y de las propiedades de los materiales que atraviesan, se puede concluir, como se muestra en la figura (2.4) donde se indica cuál es el efecto dominante en función de la energía del fotón incidente y del número atómico del medio, que el efecto fotoeléctrico es el característico a bajas energías (menos de 1 MeV), el efecto Compton para energías medias (entre 100 keV hasta 1 MeV) y la producción de pares para energías altas.

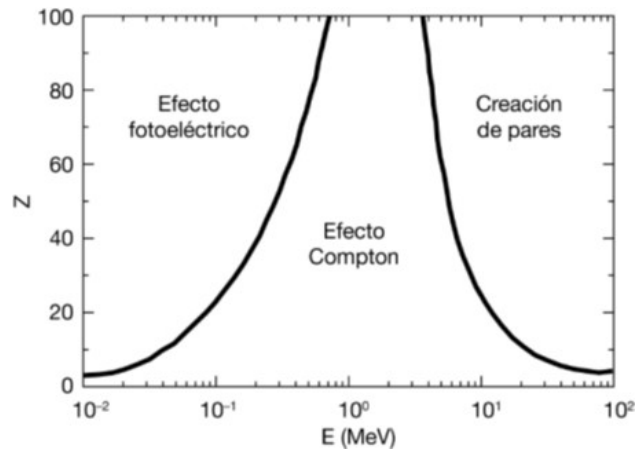


Figura 2.4: Efecto dominante en función de la energía del fotón incidente y del número atómico del medio [8]

Capítulo 3

Dosimetría

En el primer apartado de este capítulo se explica detalladamente en qué consiste la dosimetría, cuáles son las magnitudes dosimétricas clasificandolas en dos tipos y la forma de calcularlas. El siguiente apartado se dedica al funcionamiento de un detector de centelleo, cuáles son las características importantes de estos y que tipos hay. Por último, se dedica una sección al efecto Cerenkov, explicando su fundamento físico y que técnicas hay para poder controlarlo.

3.1. Dosimetría y magnitudes dosimétricas

La dosimetría es la medición de la dosis absorbida o la tasa de dosis resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más concretamente, se trata de la determinación, por cálculo o por medición, de estas cantidades y de cualquier otra cantidad radiológicamente relevante (la exposición, el kerma, la fluencia, la dosis equivalente...). Normalmente se mide la dosis absorbida y se deriva a otra cantidad a partir de ella mediante cálculos [4].

Las magnitudes dosimétricas se pueden clasificar en dos tipos: de conversión de energía y de cesión de energía.

Dentro de las magnitudes dosimétricas de conversión de energía está el kerma, la tasa de kerma, la exposición y la tasa de exposición.

El kerma (*Kinetic Energy Released per Mass Unit*), K , es el cociente entre la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas, dE_{tr} , en un material

de masa dm , como se muestra en la ecuación (3.1). La unidad es J kg^{-1} y recibe el nombre de Gray (Gy). El kerma se define para radiación ionizante no cargada y representa la energía transferida por unidad de masa a un punto de un material.

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (3.1)$$

A continuación, se define la tasa de kerma (\dot{K}) como el cociente entre el incremento de kerma, dK , en el intervalo de tiempo dt . La unidad es $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ y se denomina gray por segundo (Gys^{-1}).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (3.2)$$

Por otro lado, la exposición (X) se trata, según la ecuación (3.3), del cociente del valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones y positrones liberados por los fotones incidentes en una masa dm de aire han sido detenidos por completo en el seno de aire. Su unidad es C kg^{-1} . La exposición es una magnitud que se utiliza para la caracterización de haces de fotones a partir de la medida de la ionización producida en aire en una cavidad.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.3)$$

Por último, la tasa de exposición (\dot{X}) consiste en el cociente del incremento de exposición en un intervalo de tiempo dt , entre dicho intervalo de tiempo. Su unidad es $\text{C kg}^{-1} \text{s}^{-1}$.

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (3.4)$$

En cuentas al segundo tipo de magnitudes dosimétricas, las de depósito de energía, se tiene la dosis absorbida y la tasa de dosis absorbida.

En primer lugar, la dosis absorbida (D) conforme a la ecuación (3.5) se trata del cociente entre la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm , $d\bar{e}$, y dicha masa dm . La unidad es J kg^{-1} , al igual que en el caso del kerma, denominada Gray (Gy). Esta magnitud es válida para todo tipo de partícula y no es específica de un medio material, a diferencial de la exposición que se define únicamente en aire.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3.5)$$

Para finalizar, la tasa de dosis absorbida (\dot{D}) es el cociente del incremento de dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt , dD , entre el tiempo dt . Su unidad es $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ o también Gy s^{-1} [8].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (3.6)$$

3.2. Detectores de centelleo

Los dispositivos empleados en radiofísica para conocer la dosis absorbida que se deposita en las diferentes zonas del cuerpo del paciente, se denominan detectores de dosimetría in vivo. Los distintos tipos de detectores que hay para dosimetría in vivo son: dosímetros termoluminiscentes (TLDs), diodos, transistores de efecto de campo metal-óxido-semiconductor (MOSFETs) y detectores de centelleo.

Todos ellos tienen sus propias características, por lo que cada uno se adecua a según qué situaciones. En el caso del estudio que se lleva a cabo en este trabajo, los detectores que se utilizaron fueron los detectores de centelleo, por lo que se centra en ellos esta sección [9].

El funcionamiento de un detector de centelleo está basado en la emisión de la luz visible, denominada *luminiscencia*, la cual se produce cuando un fotón o una partícula cargada incide en un medio material. Una parte de la energía se invierte en ionizaciones y excitaciones, las cuales van seguidas de emisiones de ondas electromagnéticas. La excitación molecular producida da origen a una desexcitación rápida, lo que se denomina *fluorescencia* o *centelleo*.

Gracias a un tubo fotomultiplicador, que se encuentra unido al detector de centelleo, se transforma la intensidad luminosa de un centelleo en una señal eléctrica proporcional. Debido al choque de los electrones desprendidos de un fotocátodo se origina el impulso eléctrico.

Más concretamente, el mecanismo de centelleo de un detector de centelleo inorgánico se basa en su estructura electrónica de bandas, propias de una red cristalina. Los electrones que se encuentra en la banda de valencia tienen asociados un sitio en la red; sin embargo, los electrones que se encuentran

en la banda de conducción se encuentran deslocalizados, lo que les permite moverse libremente.

Como los materiales de centelleo son aislantes, es decir, en estos materiales la banda de valencia está llena y la de conducción vacía, el *band gap* (salto de una banda de energía a otra) es muy grande y por lo tanto la energía de origen térmico no es suficiente para generar transiciones de la banda de valencia a la de conducción.

Por este motivo a los detectores de centelleo inorgánico se le agrega unas impurezas, llamadas activadores, las cuales generan sitios especiales en la red cristalina, creando estados energéticos accesibles dentro de la banda prohibida, de manera que los electrones pueden desexcitarse para volver a la banda de valencia. Estos sitios de desexcitación se denominan centros de luminiscencia y dan lugar al espectro de emisión del centellador [10].

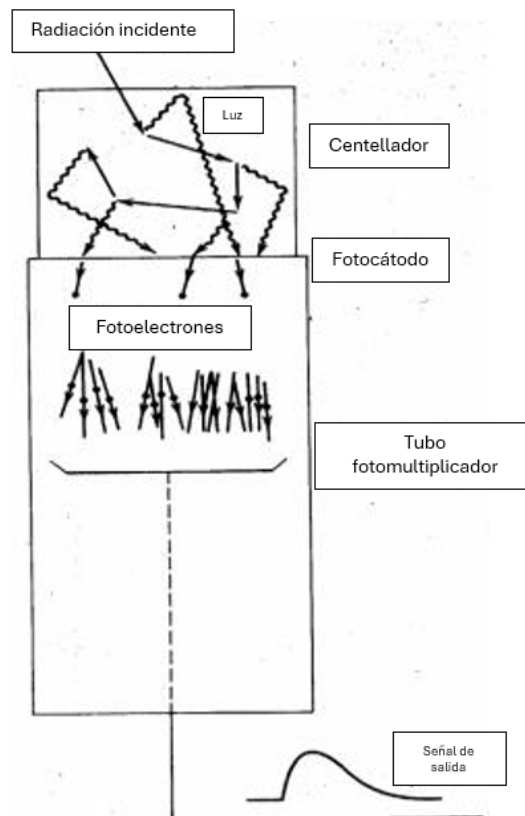


Figura 3.1: Esquema del proceso de centelleo que se produce en un detector de centelleo [11]

En resumen, el proceso de cómo funciona un detector de centelleo se muestra en la figura (3.1) y se puede describir de la siguiente manera:

1. La radiación incidente interacciona con los átomos y moléculas del material excitándolos.
2. Los estados excitados se desexcitan emitiendo luz visible de fluorescencia.
3. La luz llega a una superficie fotosensible arrancando fotoelectrones.
4. Los electrones se aceleran y se multiplican para formar un pulso eléctrico en el tubo fotomultiplicador.

Hay dos tipos de detectores de centelleo: los orgánicos y los inorgánicos. Los detectores de centelleo inorgánicos suelen tener mejor salida de luz, pero tienden a ser más lentos en el tiempo de respuesta. Además, debido al alto valor de la Z de las componentes y la alta densidad de los cristales inorgánicos, estos se escogen para la espectroscopia de los rayos γ . Por otro lado, los detectores de centelleo orgánico son más rápidos, pero producen menos luz y se suelen escoger para la espectroscopia de los rayos β y para la rápida detección de neutrones.

Ambos deben tener en cuenta las siguientes consideraciones en la recolección eficiente de la luz centelleante:

- Debe convertir la energía cinética de las partículas cargadas en luz detectable.
- La producción de luz debe ser proporcional a la energía depositada en una gama tan amplia como sea posible.
- El medio debe ser transparente para que la longitud de onda de la propia emisión se pueda recoger.
- El tiempo de decaimiento de la luz inducida debe ser corto para que así los pulsos de la señal más rápidos puedan ser generados.
- El material debe ser de una calidad óptica buena y sujeto a una fabricación suficientemente grande para ser de interés como detector práctico.
- Su índice de refracción debe estar cerca al del cristal ($\sim 1,5$) para permitir un acoplamiento eficiente del detector de centelleo a un tubo de fotomultiplicador o a otro sensor de luz [10].

3.3. Efecto Cerenkov

Cuando se mide la dosis absorbida de haces de radiación con un detector de centelleo, la mayor parte de la luz que llega al dispositivo de medición de luz es luz centelleante emitida por el propio centelleador. Sin embargo, hay una parte de la luz que se debe al efecto tallo que se produce dentro de la fibra óptica, pues la radiación incidente puede inducir la generación de luz de Cerenkov en el tallo de la fibra y que crea un problema en la medición en tiempo real de la señal de centelleo puro, ya que esta luz no representa la dosis de radiación en el punto de interés, sino que es una señal adicional generada en el material de la propia fibra óptica.

La fluorescencia y la radiación de Cerenkov son las principales componentes que causan el efecto tallo en la fibra óptica durante la irradiación de haz. En primer lugar, la fluorescencia es la emisión de luz estimulada en una fibra óptica simultáneamente con la absorción de radiación incidente, y tiene una vida media de nanosegundos. En segundo lugar, la radiación de Cerenkov o efecto Cerenkov se produce por la acción directa de partículas cargadas que atraviesan un medio transparente a una velocidad mayor que la de la luz en el mismo medio [12].

El efecto Cerenkov puede generarse en el núcleo de cualquier fibra con un índice de refracción del núcleo mayor que uno y es el mayor contribuyente al efecto tallo. Cuando una fibra óptica es irradiada con haces externos de radiación de alta energía, se producen las partículas cargadas debido a las interacciones entre la radiación y el material del núcleo.

En el caso de los haces fotónicos en el ámbito de la medicina, la interacción dominante es el efecto Compton y, por lo tanto, la radiación Cerenkov es principalmente producida por el electrón Compton, es decir, por el electrón con el que choca el fotón en el efecto Compton.

Si la energía de los electrones tras el efecto Compton supera una cierta energía mínima específica, la radiación de Cerenkov puede producirse en la fibra óptica. Esta energía específica se denomina energía umbral de Cerenkov (CTE, E_{Th}) y es la energía mínima de los electrones necesaria para generar la radiación de Cerenkov. Esta radiación puede detectarse como señales de ruido no deseadas.

La energía umbral nombrada anteriormente se relaciona con la velocidad relativa de fase de una partícula cargada (β) y del índice de refracción de la

fibra (n) como sigue:

$$\beta = \frac{\nu}{c} = \frac{1}{n} \quad (3.7)$$

En el caso de ecuaciones relativista, β se relaciona con la energía cinética de un electrón y puede ser obtenida como indica la ecuación (3.8) donde m_0 es la masa del electrón en reposo y c es la velocidad de la luz en el vacío.

$$\beta = \sqrt{1 - \left(\frac{m_0 c^2}{E + m_0 c^2} \right)^2} \quad (3.8)$$

Por lo tanto, a partir de las ecuaciones (3.7) y (3.8) se puede obtener la energía mínima de la partícula necesaria para producir la radiación de Cerenkov:

$$E_{Th} = m_0 c^2 \left[\frac{1}{\sqrt{(1 - (1/n^2))} - 1} \right] \quad (3.9)$$

Los índices de refracción de las fibras ópticas transparentes suelen estar entre 1.49 y 1.59, lo que genera energías de umbral entre 178 keV y 146 keV. Por lo que los haces utilizados en la radioterapia y la terapia con protones producirán radiación de Cerenkov a partir de electrones de alta energía.

En menor medida, el efecto Cerenkov también se producirá en la braquiterapia usando como fuente de irradiación iridio-192 y cobalto-60.

La radiación de Cerenkov es emitida en un ángulo θ con respecto a la dirección del electrón en el medio transparente, llamado ángulo de emisión de Cerenkov. A partir de las ecuaciones (3.7) y (3.8) el ángulo de emisión de Cerenkov se puede calcular como:

$$\theta = \cos^{-1} \left[\frac{1}{n \sqrt{1 - ((1/((E/m_0 c^2) + 1)))^2}} \right] \quad (3.10)$$

Usando la ecuación (3.10) el ángulo de emisión máxima de Cerenkov

puede determinarse teóricamente como $47,8^\circ$, aproximadamente, cuando la energía de un haz de electrones incidentes y el índice de refracción del material son 6 MeV y 1.49, respectivamente [12].

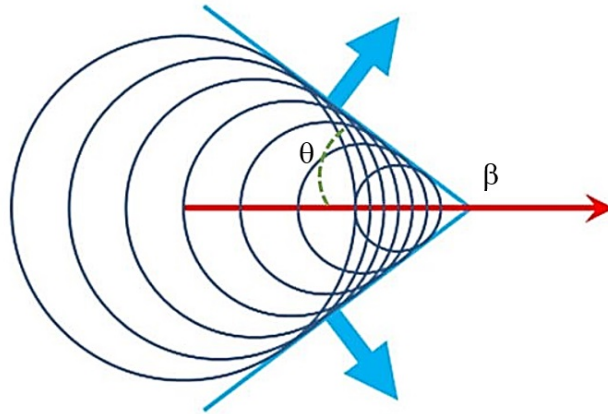


Figura 3.2: Esquema del ángulo de emisión de Cerenkov, θ [13]

En la figura (3.2) se muestra un esquema donde una partícula que se propaga a través de un medio con una velocidad β (línea roja) superior a la velocidad de la luz en dicho medio produce la radiación de Cerenkov con un ángulo de apertura θ .

3.3.1. Técnicas de eliminación del efecto Cerenkov

La luz que se produce por el efecto Cerenkov puede llegar a ser una cantidad pequeña comparada con la luz de los centelleadores o incluso puede llegar a ser mayor que la propia señal de centelleo. Sin embargo, la longitud total de la fibra de recolección utilizada es grande en comparación con la sonda de centelleo. Si las condiciones de irradiación fueran las mismas exactamente en todo momento, la luz de Cerenkov sería una señal constante añadida a la luz de centelleo que se tendría en cuenta en el proceso de calibración.

No obstante, las condiciones de irradiación dependerán de las aplicaciones, de manera que la luz de Cerenkov variará y puede llegar a representar entre un 25 % y un 30 % del total de la luz recolectada. Por lo tanto, es importante que el efecto Cerenkov que se produce sea eliminado para mediciones precisas [12].

Existen distintos métodos para conseguirlo, tales como el método de las dos fibras, el filtrado óptico simple y el filtrado de tiempo.

Método de las dos fibras

Este método consiste en un método de sustracción construido alrededor de un sistema de detección de luz equilibrado compuesto por dos tubos fotomultiplicadores. Uno detecta la señal producida por un elemento de centelleo y la señal de base del cable de transporte, el otro tubo mide solo la señal de un segundo cable de transporte que es igual que el primero pero sin el elemento centelleante.

En este caso la señal de Cerenkov se puede restar siempre que ambos cables vean las mismas condiciones de irradiación. Sin embargo, este método presenta ciertas limitaciones, pues en presencia de grandes gradientes de dosis, como en el caso de los haces de braquiterapia de campo más pequeño, se espera una lectura diferente de ambos cables.

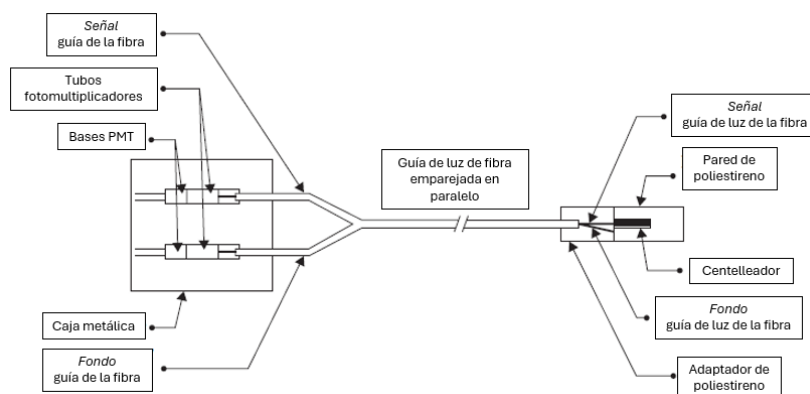


Figura 3.3: Esquema del método de las dos fibras

Filtrado óptico simple

La luz de Cerenkov se emite en la región violeta-azul del espectro visible, por lo que se probó la posibilidad de filtrar la luz de Cerenkov de la luz de centelleo.

Para ello, se probaron numerosas combinaciones de centellador y filtro, dando como resultado hasta la reducción del 50 % y más de la contaminación de luz de Cerenkov. No obstante, el enfoque simple de filtrado óptico es

inferior al método de dos fibras para mediciones precisas de dosis.

Filtrado de tiempo

Este método pretende evitar el uso de dos fibras, para ello se usa un centellador con una constante de decaimiento larga (264 ns). Como la producción de luz de Cerenkov está relacionada con los pulsos del haz y posee un tiempo de decaimiento más rápido que el centellador elegido, se puede sincronizar una ventana de lectura de modo que la señal de base de Cerenkov se desvanezca dejando solo la señal de centelleo.

Este método elimina el 99,9% del efecto de la base, sacrificando el 44% de la señal de centelleo. Por lo que este método aporta una mejora notable frente al simple filtrado óptico. Sin embargo, la desvenjada que tiene es el aspecto técnico involucrado en el circuito de temporización, pues hace que el sistema en general sea más complejo que el método de dos fibras. Además, este método sólo sirve para haces pulsados como los que produce un acelerador lineal. Una fuente radiactiva proporciona un haz continuo.

A continuación, figura (3.4), se muestran los resultados de este método aplicado a las mediciones de un haz de electrones de 16 MeV en términos de una medición de dosis profunda (CFR = Radiación de Cerenkov y fluorescencia) que se compara con el método de dos fibras (BC 428-CFR) [12].

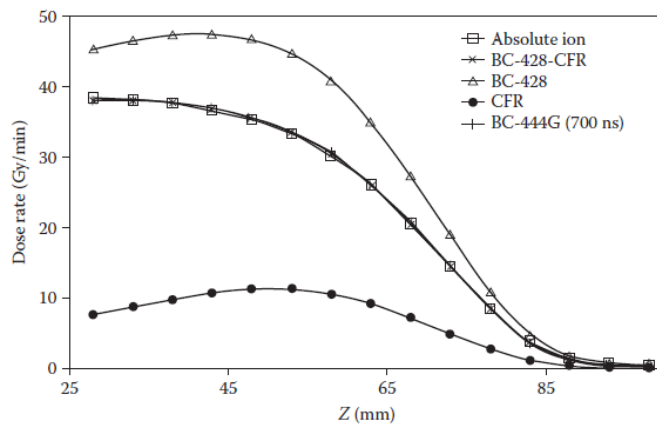


Figura 3.4: Mediciones de dosis en profundidad de un haz de electrones de 16MeV. La comparación se hace con un ión de referencia, el método de dos fibras (BC-428-CFR) y el método de filtrado de tiempo (BC-444G)

Capítulo 4

Dispositivo y procedimiento experimental

En este capítulo primero se explican el tipo de fuentes de braquiterapia que se emplearon en el estudio objeto de este trabajo, luego se describe el dispositivo experimental junto a un esquema del mismo y al final se detalla el método que se utilizó para adquirir todos los datos.

En este estudio se utilizan dos fuentes distintas de braquiterapia, de manera que se pueden estudiar los resultados de cada una de ellas y compararlos. El dispositivo experimental y el método empleado para la toma de medidas es el mismo para ambas fuentes.

4.1. Fuentes de braquiterapia: Co-60 e Ir-192

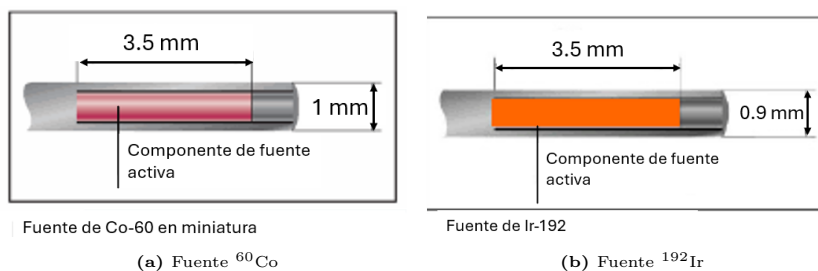


Figura 4.1: Fuente de braquiterapia de Cobalto-60 e Iridio-192 [14]

La producción de fuentes para la radioterapia de alta tasa de dosis (HDR) hasta hace un tiempo era posible solo para fuentes de iridio-192. No obstante, esta fuente es costosa debido a que tiene una corta vida media (solo 74 días),

lo que implica que la fuente tiene que ser cambiada cada 4 meses.

Por otro lado, la fuente de cobalto-60 no era tan utilizada en la braquiterapia de HDR debido a su tamaño, pues era más grande que la de iridio-192. Sin embargo, a día de hoy esta fuente está disponible con dimensiones idénticas a las de una fuente de iridio-192. Además, la ventaja que tiene la fuente de cobalto-60 es que tiene una vida media más larga (5.3 años) que la fuente de iridio-192, lo que implica que la fuente debe reemplazarse en un plazo de unos 5 años [15].

4.2. Comparación científica y clínica de ambas fuentes

Como ya se comentó anteriormente, hasta hace unos pocos de años los equipos de alta tasa de dosis (HDR) se han estado basando en iridio-192 debido a la elevada actividad específica de este isótopo. Con el fin de mantener los tiempos de tratamiento dentro de los límites exigidos en la práctica clínica cada 3 o 4 meses se lleva a cabo la sustitución de la fuente. Sin embargo, el cobalto-60 se ha introducido en nuevos equipos de carga diferida de alta tasa de dosis y aunque el iridio sigue siendo la más utilizada el cobalto ha ganado popularidad.

Algunas ventajas a favor del uso de las fuentes de cobalto-60 es en el ámbito económico debido a su periodo más largo, lo que posibilita que la sustitución no se tenga que hacer con tanta frecuencia. No obstante, dentro de la comunidad de física médica hay bastante consenso en que dosimétricamente no hay diferencias significativas en cuanto a las ventajas y desventajas de estas dos fuentes de cara a la utilización de estas en las unidades de HDR.

Para una comparación más clara se emplean aspectos como: económico, dosimetría en el volumen de tratamiento, calibración, dosis a los órganos de riesgo fuera del volumen tratado y procedimiento de emergencia.

A favor de la fuente de cobalto-60 se consideran los siguientes puntos:

- Los aplicadores son iguales en forma y tamaño de los empleados para el caso de iridio-192, al igual que las técnicas de aplicación que son iguales para el uso de ambas fuentes.
- 1GBq de cobalto-60 es equivalente a 2.77 GBq de iridio-192, es decir,

que usando la fuente de cobalto se requiere una menor actividad para obtener una intensidad determinada que la necesaria para iridio-192.

- Los efectos de atenuación en los aplicadores y agentes de contraste son menores que en el iridio-192.
- Se recomienda sustituir la fuente en intervalos de unos 5 años, lo que una sustitución de una fuente de cobalto-60 equivaldría a 20 sustituciones de una fuente de iridio-192. Esta se considera una de las principales ventajas.
- También se reduce el tiempo por el físico en los procedimientos de control de calidad a la hora de sustituir la fuente. Estudios han comprobado que una fuente de iridio-192 requiere de un 40 % más de dicho tiempo en comparación del cobalto-60.

Por otro lado, a favor del iridio-192 se tienen en cuenta estos puntos:

- El tiempo de tratamiento para el mismo plan es 1,8 veces más corto usando como fuente iridio-192 que cobalto-60 a igualdad de intensidad inicial. Esto ocurre en el momento inicial, cuando ambas fuentes son nuevas. Al cabo de dos meses se igualan los tiempos de tratamiento.
- La diferencia de energías medias, el espectro de cobalto-60 tiene una energía media más alta (1,25 MeV) que el iridio-192 (0,355 MeV), lo que implica que la dosis absorbida en agua tiene diferentes contribuciones debidas a los efectos fotoeléctrico y Compton. Esto influye principalmente en la protección radiológica, debido a estas energías una unidad de cobalto-60 requiere mayores medidas de protección radiológica.
- Las salas de tratamiento empleadas para una fuente de iridio-192 no son necesariamente adecuadas para los equipos de cobalto-60, debido a que estos últimos requieren de un blindaje adicional pues el espesor de los materiales para el blindaje de las fuentes de cobalto-60 es mayor que el necesario para las fuentes de iridio-192.
- Existe un número determinado de entradas-salidas de la fuente que lo determina el fabricante. En el caso del iridio-192, este número no se alcanza ni con la sustitución de la fuente cada 6 meses.

En resumen, es importante tener en cuenta las ventajas económicas del cobalto-60 frente al iridio-192, aunque también es importante sopesar los requisitos de la carga de trabajo, teniendo en cuenta los periodos de ambas

fuentes, el número máximo de entradas-salidas y la mayor duración de los tratamientos con cobalto-60 durante los dos primeros meses, ya que al tercer mes duran más con iridio-192 [16].

4.3. Dispositivo experimental

El montaje que se empleó para la toma de medidas está formado por los siguientes elementos:

- Fuente de cobalto-60 y de iridio-192, una aguja fuente y un sistema de recarga.
- Tanque de agua de 80 x 80 x 80 cm³.
- FERS, software Janus3.
- Fotomultiplicador de Sicilio (SiPM board).
- Maniquí equivalente de agua.
- Fibra descubierta, fibra centelleante y un catéter.

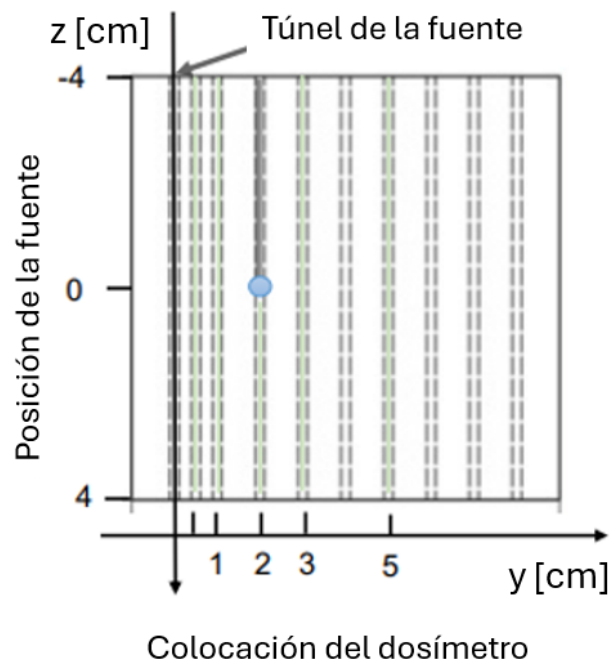


Figura 4.2: Esquema del maniquí equivalente de agua

En la figura (4.2) se muestra un esquema del maniquí empleado para tomar las medidas. Consiste en una placa con una densidad parecida a la del agua y con múltiples agujeros, la línea gris que se observa más a la izquierda se corresponde con la posición de la aguja fuente y más a la derecha se tiene la fibra óptica que podrá estar descubierta o con el punto al final de color azul que hace referencia al detector de centelleo.

En el eje de abscisas (eje y) se representa la posición en la que se va colocando la fibra óptica respecto de la aguja fuente, mientras que en el eje de ordenadas (eje z) se representa dónde se localiza la señal, hacia arriba es la z negativa y hacia abajo positiva.

El maniquí formado por un plástico equivalente a agua está totalmente sumergido en un tanque de agua. La fuente se inserta en la aguja mediante el proyector de fuentes, mientras que la fibra se inserta en el catéter. El tanque de agua está cubierto por una manta negra para mantener el detector en la oscuridad, de esta manera se minimizan las fuentes de error externas haciendo que las mediciones sean mucho más precisas. Las luces en el quirófano están apagadas durante la toma de medidas.

La fibra está conectada al SiPM 6. El SiPM 8 no está conectado a ninguna fibra y se utiliza para monitorizar el DCR (*Dark Count Rate*) y anomalías.

Durante las adquisiciones, el quirófano está a una temperatura estable de $26,3^{\circ}\text{C}$.

4.4. Método empleado en la toma de medidas

Las medidas son tomadas usando el maniquí equivalente de agua de la figura (4.2).

La aguja fuente se coloca en el primer túnel ($y = 0$), mientras que la fibra óptica se coloca en uno de los otros túneles. La punta de la fibra se coloca en el centro ($z_0 = 0$) del maniquí. Todos los demás túneles se llenan con agua, con el fin de prever la presencia de aire en ellos, lo cual podría afectar a las mediciones.

A continuación, la fuente se desplaza verticalmente (a lo largo del eje z), de acuerdo al siguiente plan, el cuál se realiza con la intención de barrer bien

todas las zonas a las que llega la señal y poder estudiar cómo varía dicha señal en función de la posición.

Primero se coloca la fuente en -4,3 cm y se toma la medida, luego desde -4,0 cm a -1,5 cm con saltos de 0,5 cm y se vuelven a anotar los resultados. Después, con intervalos de 0,1 cm se recogen los datos del dosímetro desde -0,5 cm hasta 1,5 cm, a continuación de 1,5 cm hasta 2,5 cm con intervalos de 0,2 cm, y por último de 2,5 cm a 5 cm en intervalos de 0,5 cm.

Es importante notar que las posiciones deben de referirse al centro geométrico del maniquí. El tiempo de permanencia de la fuente en cada posición es de 40 segundos, y 30 segundos son necesarios para cada medición.

El procedimiento de adquisición de medidas se repite para cada tipo de fibra (descubierta/centelleante), colocando la fibra óptica en tres posiciones diferentes: 0.5, 2 y 5 cm desde el túnel de origen a lo largo del eje y . La adquisición de medidas con la fibra descubierta se alterna con la fibra centelleante. Esto se realiza para no perder tiempo cambiando el montaje en el maniquí.

Capítulo 5

Resultados

En este capítulo se presentan los resultados de las diferentes mediciones realizadas para las distintas configuraciones que se llevaron a cabo. Se muestran los resultados obtenidos usando como fuente cobalto-60 y los adquiridos con la fuente de iridio-192. En todos los casos se lleva a cabo la comparativa de los resultados obtenidos con ambas fuentes y concluyendo cuál es la mejor.

El objetivo principal consiste en estudiar qué porcentaje de efecto tallo hay en la señal recibida por un detector de centelleo inorgánico empleando dos fuentes distintas de braquiterapia. Por ello, es importante tener en cuenta cuando se obtiene la señal de la fuente qué parte es debida al efecto tallo y cuál no.

Para distinguir ambas partes se llevaron a cabo distintos procedimientos. En ambas fuentes el plan de ejecución, como se detalló en el Capítulo 4, fue el mismo.

Los resultados para ambas fuentes se consiguieron primero midiendo la señal usando la fibra óptica al descubierto, después midiendo directamente la señal de la fibra más el centellador y por último, restando los resultados obtenidos de las anteriores medidas.

Por otro lado, como se comentó, con el fin de estudiar bien la relevancia del efecto tallo, se obtuvieron unos últimos resultados que presentan la relación del efecto tallo con la señal recibida.

5.1. Fibra óptica descubierta

Para el caso en el que se usa tanto la fuente de cobalto-60 como la fuente de iridio-192, se coloca la fibra óptica a distintas distancias de la aguja con la fuente de irradiación, es decir, se coloca en distintas posiciones en el eje y de la figura (4.2), y se recogen los datos de la señal a lo largo de las posiciones del eje z .

La primera medida fue tomada con la fibra óptica a una distancia de 0,5 cm de la fuente. Los resultados que se representan son PCR (recuento de fotones, del inglés *Photon Count Rate*), en kHz, frente a la distancia del eje z , en cm.

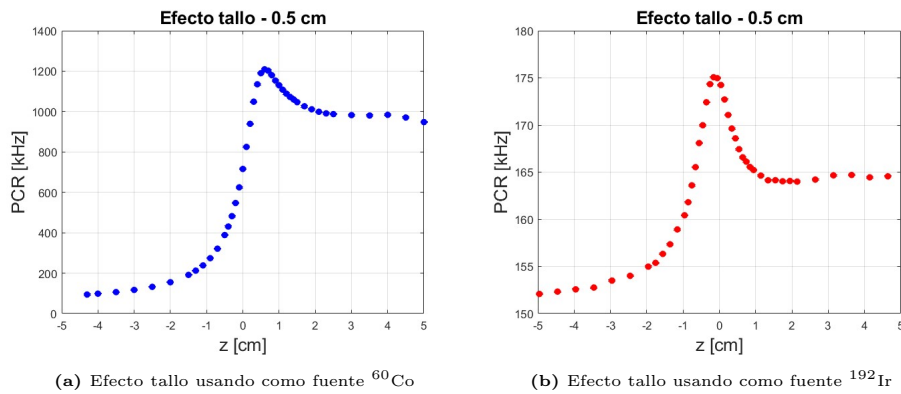


Figura 5.1: Medidas del efecto tallo a una distancia de 0,5 cm

El resultado ideal sería un gráfico simétrico, donde la cola de la derecha tomase los mismos valores de PCR que la cola de la izquierda. Sin embargo, ocurre que el gráfico no es nada simétrico respecto del cero del eje z .

En la gráfica de la izquierda, que se corresponde con la fuente de cobalto-60, la diferencia entre ambas colas de la gráfica es mucho más notable que en el caso de la gráfica de la izquierda que se corresponde con la fuente de iridio-192, donde los datos obtenidos siguen sin ser simétricos pero, la diferencia entre ambas colas es menor.

Por otro lado, los valores de PCR que se llegan a tomar en el caso de la fuente de iridio-192 son más bajos que los del caso de la fuente de cobalto-60. Aun así, en ambos casos el resultado obtenido se aleja bastante del esperado. Esto es debido pues al efecto tallo que se produce al tomar las medidas.

Veamos como este efecto va variando en cuanto se va modificando la distancia a la que se coloca la fibra óptica de la fuente.

A continuación, se coloca la fibra óptica a una distancia de 2 cm respecto de la fuente, los resultados obtenidos se asemejan más a los esperados teóricamente. En ambas gráficas la simetría es mucho mayor que en el caso donde la fibra óptica se encontraba a 0,5 cm de la fuente.

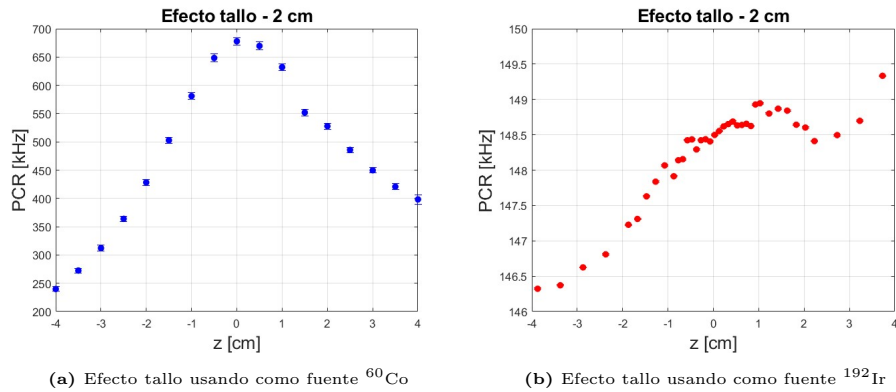


Figura 5.2: Medidas del efecto tallo a una distancia de 2 cm

En el caso de la fuente de cobalto-60, los valores que se tienen de PCR son mucho mas dispares, pues van desde 250 kHz hasta 700 kHz, mientras que en el caso del iridio-192 los valores de PCR van solo desde 146 kHz hasta 150 kHz.

Las últimas medidas que se tomaron con la fibra descubierta fueron colocando la fibra óptica a 5 cm de la aguja fuente y recogiendo la señal que se obtiene al ir moviendo la fuente a lo largo del eje z .

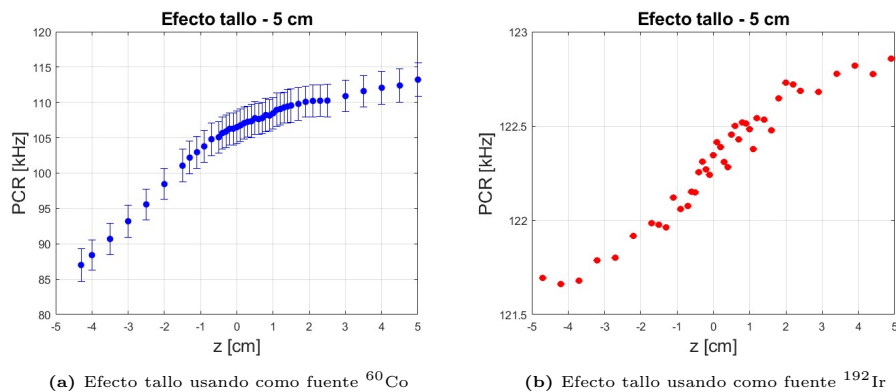


Figura 5.3: Medidas del efecto tallo a una distancia de 5 cm

En este caso, los resultados obtenidos vuelven a no ser los esperados, pues no se ve ninguna simetría de la gráfica respecto del cero del eje z . Al igual que ocurría en la gráfica que se obtuvo al colocar la fibra óptica a una distancia de 0,5 cm y de 2 cm los valores de la cola de la izquierda son más bajo que los valores de la cola de la derecha.

Sin embargo, en el caso de la fuente de cobalto-60, no es tan pronunciada la diferencia entre las medidas de PCR respecto del eje z en el punto $z=0$ cm con las de los extremos de $z=\pm 5$ cm. Al igual ocurre con las medidas en el caso de la fuente de iridio-192, donde la simetría es mayor que en los dos casos anteriores y los valores de PCR varían solo entre 121 kHz y 123 kHz.

5.2. Fibra + centellador

En el siguiente caso se trataron de realizar las mismas medidas que en el caso anterior, pero ahora con la fibra óptica y el centellador, en lugar de solo con la fibra óptica descubierta. Nuevamente se representa PCR, en kHz, frente a la posición en la que se recoge la señal en el eje z en cm.

Se realizan distintas medidas del sensor en distintas posiciones respecto de la fuente en el eje y . Se hicieron las medidas para las tres mismas posiciones que en el caso de la fibra óptica descubierta para que la comparación de ambos casos sea mucho más sencilla y rigurosa. Por lo que al igual que antes, la primera medida se realizó colocando la fibra y el centellador a 0,5 cm respecto de la señal en el eje y .

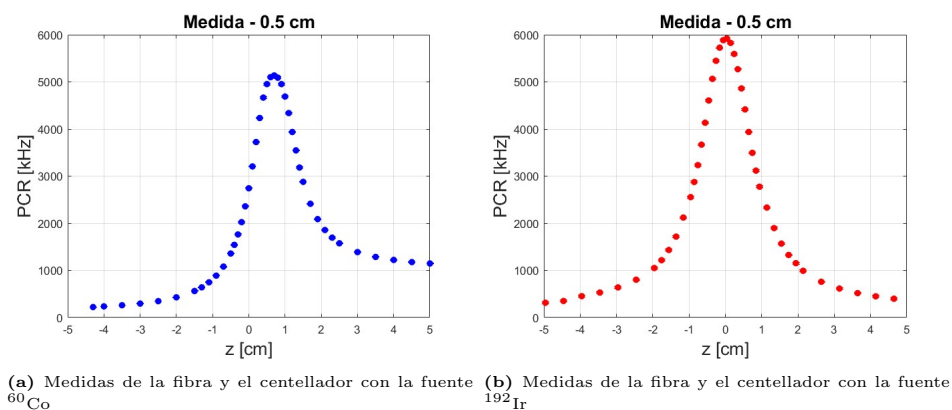


Figura 5.4: Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 0,5 cm

En las gráficas de la figura (5.4) se observa como las medidas son más

simétricas que en los casos de la fibra óptica descubierta, pues los valores que toma la cola de la derecha son similares a los valores que toma la cola de la izquierda. Aun así siguen sin ser del todo simétrica.

Comparando ambas gráficas, los valores que se toman de PCR son semejantes en ambos casos, aunque es en el caso de la fuente de iridio-192 donde se aprecia una mayor simetría de los datos.

Una vez tomadas las anteriores medidas, se coloca la fibra y el centellador a 2 cm respecto de la fuente y se representa la señal obtenida a lo largo del eje z .

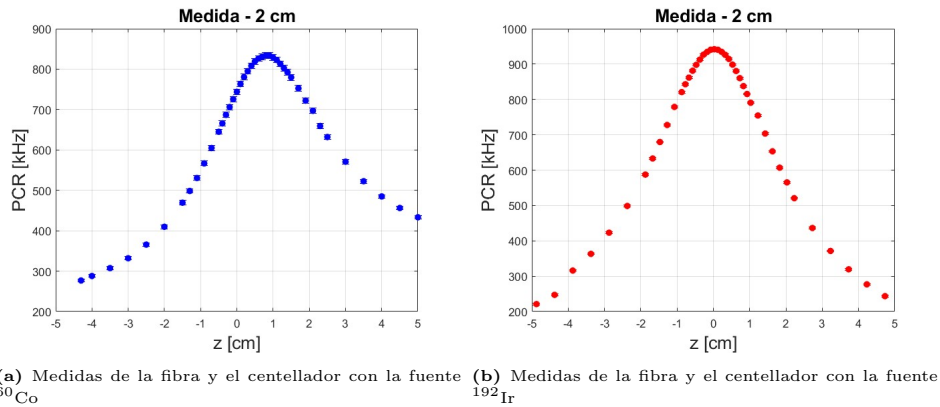


Figura 5.5: Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 2 cm

De nuevo se consiguen resultados similares a los de la posición de la fibra y el centellador con $y=0,5$ cm, pero en este caso, el PCR toma valores más bajos. Igualmente se observa que la simetría de la gráfica es mejor que con la fibra descubierta.

Para ambas fuentes los valores obtenidos de PCR son similares y al igual que en el caso $y=0,5$ cm para la fuente de iridio-192 se presenta una mayor simetría.

Por último, se tomaron las medidas con la fibra y el centellador a una distancia de 5 cm del eje y . En ambas gráficas se observa que en esta configuración la simetría de ambas fuentes es la mayor.

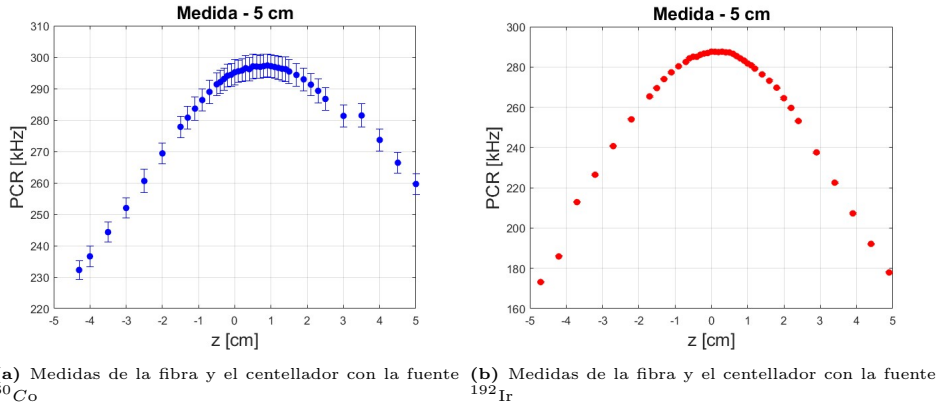


Figura 5.6: Medidas de la fibra y el centellador a una distancia de 5 cm

De nuevo comparando ambas fuentes se observa que hay una mayor simetría en el caso de la fuente de iridio-192. Además los valores de PCR son más bajos que los del caso $y=2$ cm y como consecuencia más bajo que en $y=0,5$ cm.

Esto ocurría también en el caso de la fibra descubierta. Se debe a que cuanto más cerca se encuentre la fibra de la fuente más fotones alcanzaran a “chocar” con ella, por eso el PCR es mayor siempre en los casos en los que la fibra óptica se encuentra en $y=0,5$ cm, el punto más cercano en el que se toma medidas respecto de la fuente.

Otra característica que se observa al variar la distancia de la fibra más centellador, o de la fibra óptica al descubierta, respecto de la fuente, es el aumento de las barras de error a medida que la fibra se separa de la fuente, sobre todo en el caso de la fuente de cobalto-60. Se puede observar como los resultados donde la fibra se coloca en $y=0,5$ cm apenas se aprecian barras de error. Sin embargo, para los casos donde la fibra se encuentra en $y=5$ cm las barras de error son más significativas, debido a que al alejarse de la fuente la señal que llega al detector es más débil y se notan más las fluctuaciones aleatorias, lo que indica una mayor incertidumbre en las medidas.

Por otro lado, viendo la evolución de las gráficas a medida que se varía la distancia del detector con la fuente se puede concluir que se produce mayor efecto tallo cuanto más cerca se encuentre el detector de la fuente, pues las gráficas en el caso de $y=0,5$ cm son más asimétricas que en el caso de las gráficas en $y=5$ cm que son mucho más simétricas usando cualquiera de las fuentes.

Finalmente, comparando los resultados de ambas fuentes también se puede considerar que usando la fuente de iridio-192, los resultados son mejores que en el caso de la fuente de cobalto-60, pues las gráficas por lo general son más simétricas, lo que equivale a que el efecto tallo que se presenta para esta fuente es menor.

5.3. Señal del sensor tras extraer la señal de la fibra óptica

Con los datos obtenidos en los dos anteriores apartados, se puede obtener realmente la señal de la fuente sin el efecto tallo, por lo que los resultados que tendrían que obtenerse serían unas gráficas simétricas. Para ello, simplemente basta con restar las medidas tomadas con la fibra más el centellador menos las medidas obtenidas de la fibra descubierta (que se correspondería con la señal respecto al efecto tallo). De esta manera, las gráficas por fin representarían la señal de la fuente utilizada extrayendo la señal que produce el efecto tallo y que impide la simetría de la señal.

Para los distintos casos en los que se colocó la fibra descubierta y la fibra más el centellador en el eje y respecto de la fuente de cobalto-60, se restaron cada uno de los datos obtenidos con la fibra y el centellador de los respectivos datos obtenidos con la fibra descubierta. De forma análoga se hizo lo mismo con los datos de la fuente de iridio-192.

En el primer caso, $y=0,5$ cm, se obtuvieron los siguientes resultados:

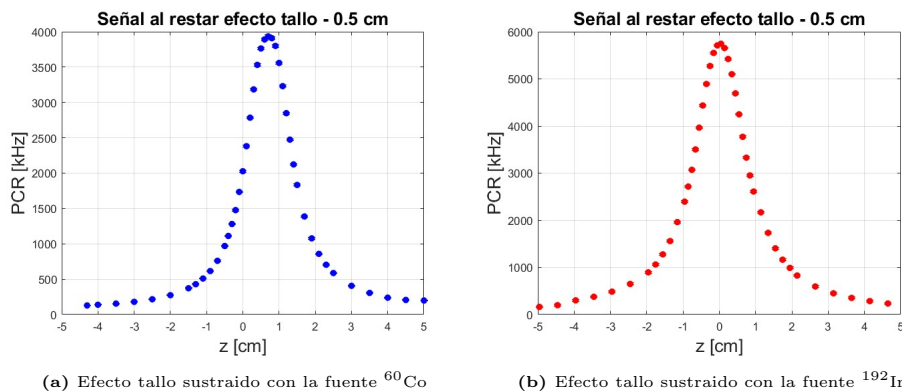


Figura 5.7: Medida del sensor tras la sustracción de la señal de la fibra óptica a una distancia de 0,5 cm

A partir de esta figura (5.7) se observa como finalmente la gráfica es simétrica respecto del punto $z=0$ cm (aunque la gráfica correspondiente con la fuente de cobalto-60 no esté del todo centrada en $z=0$ cm).

En el segundo caso, $y=2$ cm, los resultados vuelven a ser los esperados pues para ambas fuentes las gráficas que se obtienen son simétricas.

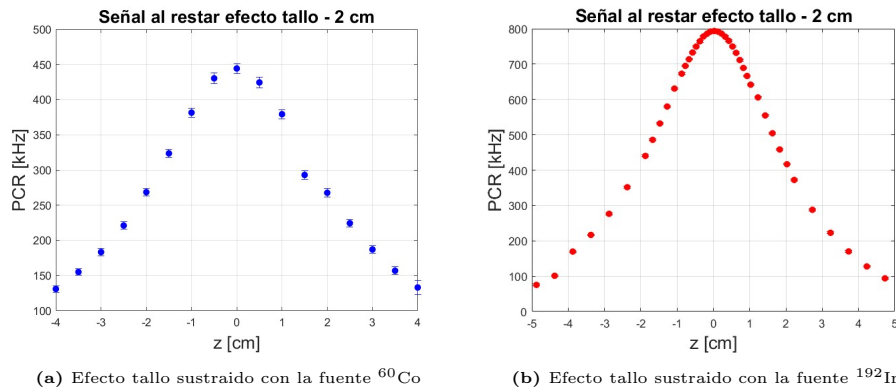


Figura 5.8: Medida del sensor tras la sustracción de la señal de la fibra óptica a una distancia de 2 cm

Por último, el caso de $y=5$ cm, las gráficas resultantes son de nuevo simétricas, los valores de las colas de la derecha se asemejan a los de las colas de la izquierda. Además, como también se observó en las anteriores gráficas, los valores de PCR van disminuyendo a medida que el sensor se aleja de la fuente.

Al igual pasa con las barras de error, en las gráficas de $y=0,5$ cm e $y=2$ cm apenas se ven barras de error, mientras que en la gráfica de $y=5$ cm se aprecian de forma bastante notable, como era de esperar.

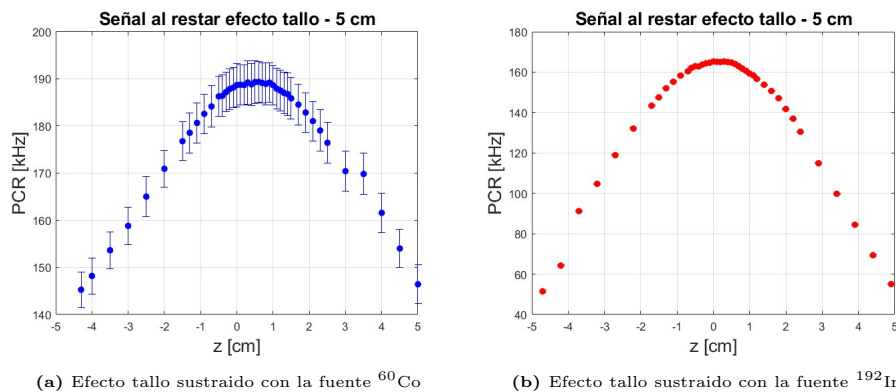


Figura 5.9: Medida del sensor tras la sustracción de la señal de la fibra óptica a una distancia de 5 cm

Tras estos resultados se puede concluir que efectivamente el efecto tallo es bastante significativo en la señal que recibe un sensor de la irradiación con una fuente de braquiterapia de cobalto-60. En el caso de usar como fuente de braquiterapia iridio-192 también se aprecian las consecuencias del efecto tallo pero son menos notables. Por lo que ante la posibilidad de usar estas dos fuentes, sería mucho más conveniente usar la fuente de iridio-192 pues los resultados serán más relevantes.

Aún así, es necesario aplicar una serie de técnicas para poder medir de forma totalmente rigurosa la señal propiamente de la fuente sin tener en cuenta el efecto tallo que “contamina” dicha señal.

5.4. Relación entre el efecto tallo y la señal recibida

Para estudiar todavía mejor el resultado del efecto tallo en la señal recibida se realizan las siguientes gráficas y tablas comparativas donde se muestra qué porcentaje de la señal recibida es debida al efecto tallo.

Para esto se tienen en cuenta las medidas tomadas por la fibra óptica descubierta y las medidas tomadas por la fibra más el centellador. Para obtener la relación, simplemente se divide la señal de la fibra óptica al descubierto entre la señal recibida por el centellador. Esto se realiza para las distintas posiciones a las que se coloca la fibra respecto de la fuente, es decir, 0,5, 2 y 5 cm.

Para el caso en el que la fibra está a 0,5 cm de la fuente la relación entre señal recibida y efecto tallo se representa en las siguientes figuras:

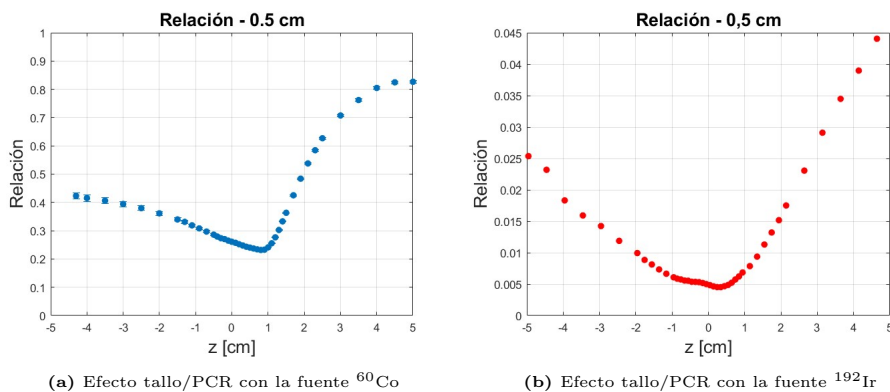


Figura 5.10: Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en $y=0,5$ cm

z (cm)	-4		0		4	
Fuente	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192
Fibra descubierta (kHz)	98,39	8,32	715,84	28,66	983,82	17,54
Centellador (kHz)	236,86	453,53	2742,89	5919,76	1222,53	450,01
Porcentaje (%)	42	2	26	1	80	4

Figura 5.11: Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuente Co-60 e Ir-192 para $y=0.5$ cm

En las gráficas (5.10) se puede observar la tendencia de cómo a medida que la z aumenta o disminuye, eje en el que se mueve la fuente manteniendo fija la fibra en $y=0,5$ cm, la proporción de señal que es debida al efecto tallo es mayor en general.

En cuanto a la comparativa de ambas fuentes, en el caso del cobalto-60, en $z=4$ cm se tiene que el 80 % de la señal recibida es debida al efecto tallo. Mientras que la zona en la que la proporción de efecto tallo es menor es en $z=0$ cm, donde la señal tiene un 26 % de efecto tallo.

Por otro lado, en el caso de la fuente de iridio-192, todos los porcentajes que se obtienen son mucho más pequeños que los del cobalto-60. Siendo en $z=4$ el punto donde se observa mayor efecto tallo, con un porcentaje de 4 % y siendo solamente 1 % efecto tallo en la señal recibida en $z=0$ cm.

Por lo tanto, queda reflejado como varía el efecto tallo en la señal recibida dependiendo cómo se coloque la fuente respecto de la fibra y también el tipo de fuente que se utilice. Claramente usar la fuente de iridio-192 proporciona menor efecto tallo en la señal que se recoge, de manera que los resultados que se obtiene son más eficaces y factibles que los que se podría recoger usando como fuente cobalto-60.

Para el caso en el que la fibra óptica se encuentra en $y=2$ cm la relación entre señal recibida y efecto tallo es más similar en todos los puntos a lo largo del eje z , es decir, los porcentajes de efecto tallo en la señal recibida en ambas fuentes no varía tanto a lo largo del eje z como en el caso donde la fibra se colocaba a 0,5 cm de la fuente.

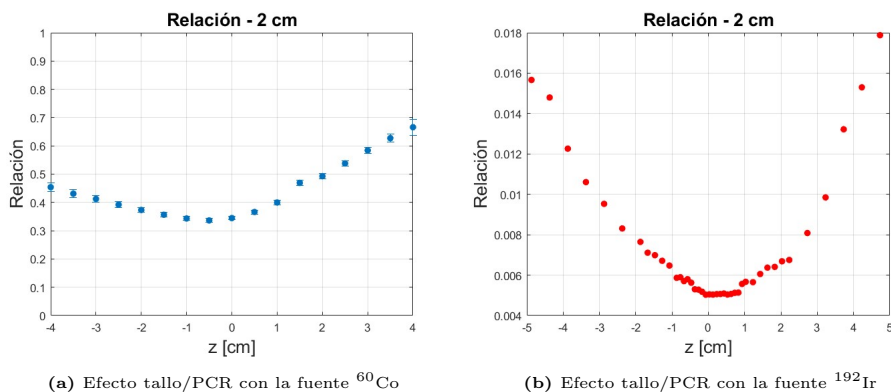


Figura 5.12: Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en $y=2$ cm

z (cm)	-4		0		4	
Fuente	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192
Fibra descubierta (kHz)	239,86	3,87	677,88	4,75	398,26	4,24
Centellador (kHz)	287,96	315,97	743,87	942,09	484,90	277,01
Porcentaje (%)	45	1	34	1	67	2

Figura 5.13: Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuente Co-60 e Ir-192 para $y=2$ cm

Para la fuente de cobalto-60 en $z=4$ cm se obtiene un porcentaje del 67 % de efecto tallo en la señal recogida, mientras que en $z=0$ cm se obtiene un 34 %. Sin embargo, ahora la diferencia entre los distintos puntos a lo largo del eje z es menor, es decir, entre los puntos $z=-4$ cm, $z=0$ cm y $z=4$ cm hay una diferencia de 11 % y 33 % respectivamente, mientras que en el anterior caso donde la fibra se encontraba en $y=0,5$ cm, esta diferencia era mucho mayor.

De nuevo los porcentajes para la fuente de iridio-192 son mucho más bajos que los de la fuente de cobalto-60. Siendo solo la diferencia de 1 % entre distintos puntos donde se puede medir este porcentaje. En $z=-4$ cm y $z=0$ cm solo se tiene un 1 % de señal debida al efecto tallo y en $z=4$ cm se obtiene un 2 % de dicho efecto.

Por último, el caso de la fibra situada en $y=5$ cm.

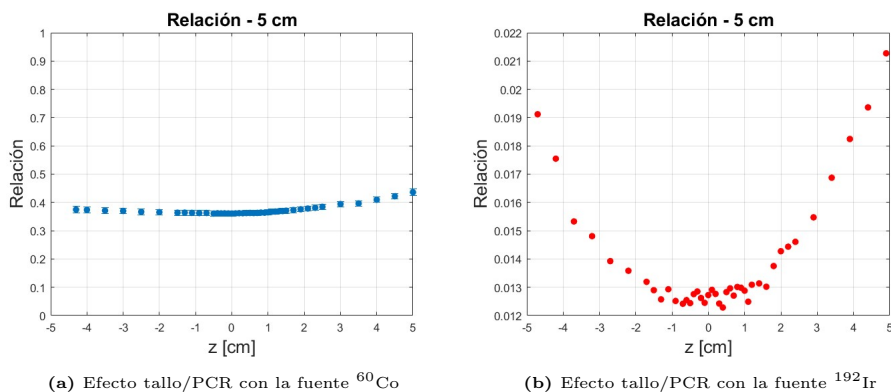


Figura 5.14: Relación entre efecto tallo y señal recibida con la fibra en $y=5$ cm

z (cm)	-4		0		4	
Fuente	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192	Co-60	Ir-192
Fibra descubierta (kHz)	88,41	3,26	106,50	3,66	112,08	3,78
Centellador (kHz)	236,6	185,89	295,19	287,59	273,65	207,28
Porcentaje (%)	37	2	36	1	41	2

Figura 5.15: Porcentaje de efecto tallo en la señal recibida usando como fuente Co-60 e Ir-192 para $y=5$ cm

Al alejar de nuevo la fibra de la fuente se observa una simetría de los datos recogidos. Se consigue el mismo porcentaje colocando las fuentes en $z=-4$ cm y $z=4$ cm. Además, la diferencia entre los puntos donde se recoge la señal es todavía menor que en el caso donde la fibra se colocaba a 2 cm de la fuente.

Para la fuente de cobalto-60 en $z=-4$ cm se obtiene un 37% de efecto tallo, en $z=0$ cm un 36% y en $z=4$ cm un 41%, por lo que solo se varía en un 5% el efecto tallo de la señal recibida entre estos puntos, aun menos que en el caso anterior.

Para la fuente de iridio-192 no hay mucha diferencia del anterior caso, de nuevo los porcentajes son mucho más pequeños variando solo 1%, siendo en $z=-4$ cm y $z=4$ cm un 2% de efecto tallo de la señal recibida y en $z=0$ cm solo 1%. Por lo tanto, se observa la simetría a lo largo del eje z que se comentaba anteriormente.

En resumen, a medida que se coloca la fibra más alejada de la fuente los resultados son más simétrico a lo largo del eje z , lo que implica que la

cantidad de señal que es debida al efecto tallo es similar en todos los puntos.

Por el contrario, cuanto más cerca se encuentra la fibra óptica de la fuente habrá más diferencia de la cantidad de efecto tallo que se observa. Por ejemplo, usando la fuente de cobalto-60 cuando la fibra se encuentra a 0,5 cm de la fuente en $z=0$ cm el efecto tallo es solo un 26 % pero en $z=4$ cm es un 80 %, mientras que si colocas la fibra a 5 cm de la fuente, en $z=0$ cm el efecto tallo es un 36 % (mayor que en $y=0,5$ cm) pero en $z=4$ cm el efecto tallo es un 41 % (menor que en $y=0,5$ cm). En resumen, a mayor distancia, se notan menos las diferencias en z .

Conclusiones

En la braquiterapia tiene gran importancia la correcta deposición de energía alrededor de la fuente y resulta de interés medir, mediante sensores adecuados, la energía de la radiación ionizante depositada en el tumor y en áreas de alrededor. Por este motivo, el uso de fibras ópticas a las cuales se les fija un centellador son muy útiles porque permiten ser empleadas como detectores al ser suficientemente pequeñas para mediciones tipo catéter.

En el estudio de la fibra óptica descubierta y de la fibra más el centellador se puede apreciar el efecto tallo en la señal recibida, al observar la no simetría en las gráficas para las distintas distancias entre la fuente de irradiación y la fibra en cuestión. En este sentido, se observa que a mayor distancia el efecto tallo es más similar en todos los puntos.

Los resultados obtenidos tras extraer la señal de la fibra óptica de la señal obtenida de la fuente más el centellador, muestran la señal de la fuente sin el efecto tallo, pues efectivamente se consiguen unas gráficas simétricas, por lo que la dosis implementada se distribuye de una forma uniforme.

Finalmente, en el estudio de la relación entre el efecto tallo y la señal recibida se consiguió un porcentaje mucho más bajo para el caso de la fuente de iridio-192, donde los porcentajes de efecto tallo en la señal recibida varían tan solo entre un 1 % y un 4 %, mientras que en el caso de la fuente de cobalto-60 este porcentaje llega incluso a ser del 80 %, cuando se coloca la fibra a 0,5 cm de la fuente, y siendo 26 % el valor más bajo que se consigue con esta fuente.

Por lo tanto, se concluye que al emplear fuentes de braquiterapia de iridio-192 y cobalto-60, el efecto tallo se encuentra presente en la señal del detector de centelleo, en distintas proporciones en función de la fuente que se utilice. Usando como fuente de braquiterapia cobalto-60 se observa mayor efecto tallo en la señal recogida, mientras que con la fuente de iridio-192 se aprecia

una menor proporción de dicho efecto en la señal. Por lo que, basandonos en los resultados de este trabajo, usar como fuente iridio-192 sería lo más conveniente.

Por último, realizar este trabajo también me permitió visitar y estar en contacto con la sección de radioterapia del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA) y conocer en primera persona el trabajo que realizan los radiofísicos hospitalarios.

Bibliografía

- [1] Damián Guirado Llorente Antonio Brosed Serreta. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 8, Radiobiología y principio de oncología*. Fundamentos de Física Médica. SEFM, 2012. ISBN: 978-84-944186-3-1.
- [2] José Pérez-Calatayud Antonio Brosed Serreta. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 5, Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. Fundamentos de Física Médica. SEFM, 2012. ISBN: 978-84-940849-0-4.
- [3] Historia de la medicina. *Historia de la primera radiografía*. Sep. de 2019. URL: <https://www.foronuclear.org/actualidad/a-fondo/historia-de-la-primera-radiografia/> (visitado 22-03-2024).
- [4] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH, 2004. ISBN: 978-0471011460.
- [5] Dimos Baltas, Loukas Sakelliou y Nikolaos Zamboglou. *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. CRC Press, 2007. ISBN: 978-0750307086.
- [6] César Tomé López. *El arduo camino al Nobel de Marie Curie*. 2011. URL: <https://mujeresconciencia.com/2015/09/14/el-arduo-camino-al-nobel-de-marie-curie/> (visitado 22-03-2024).
- [7] Luis Barrera Pilar López García-Gallo. *Marie Curie y la radiactividad*. Jul. de 2019. URL: https://www.mncn.csic.es/sites/default/files/2019-07/nm02_11naturakacurie.pdf (visitado 22-03-2024).
- [8] Luis Núñez Martín. *Elementos de radiofísica para técnicos superiores en radioterapia y dosimetría*. Elementos de radiofísica. Elsevier, 2016. ISBN: 978-84-9113-019-2.
- [9] Albert Lambert. “In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector”. En: *Medical Physics* 34.5 (2007), P1759-1765.
- [10] Glenn F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement*. Wiley, 2010.

- [11] *Detectores de centelleo*. URL: http://nuclear.fis.ucm.es/webgrupo/labo/Lab_Detector_Centelleador.html (visitado 10-04-2024).
- [12] Luc Beaulieu Sam Beddar. *Scintillation Dosimetry. Imaging in Medical Diagnosis and Therapy*. Taylor y Francis Group, 2016. ISBN: 978-1-4822-0900-6.
- [13] Dimitris Kantzas. *Imaging Atmospheric Cherenkov Technique*. Oct. de 2018. URL: <https://www.seramarkoff.com/2018/10/imaging-atmospheric-cherenkov-technique/> (visitado 02-04-2024).
- [14] José Pérez-Calatayud. *Innovaciones en braquiterapia*. Oct. de 2016. URL: <https://images.app.goo.gl/kSVfTGA7DiLDn6gGA> (visitado 02-05-2024).
- [15] Thanatip Tantivatana y Rongsriyam Kanisa. “Treatment outcomes of high-dose-rate intracavitary brachytherapy for cervical cancer: a comparison of Ir-192 versus Co-60 sources”. En: *Journal of Gynecologic Oncology* 29.5 (2018), págs. 1-10.
- [16] Michael Andrassy, Yury Niatsetsky y José Pérez-Calatayud. “Co-60 frente a Ir-192 en braquiterapia de alta tasa de dosis: comparación científica y técnica”. En: *Revista de Física Medica* 13.2 (2012), págs. 125-130.