

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Ciencias Médicas

Carrera de Imagenología y Radiología

CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA DE HACES DE ELECTRONES DE BAJA ENERGÍA DE USO CLÍNICO CON CÁMARA DE IONIZACIÓN CILÍNDRICA UTILIZANDO EL PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TRS 398 MODIFICADO, EN EL INSTITUTO DE CÁNCER SOLCA NÚCLEO DE CUENCA, PERIODO AGOSTO 2022 - DICIEMBRE 2022

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de: Licenciado en Imagenología y Radiología

Modalidad: Proyecto de Investigación


Autor:

Vanesa Milena Herrán López

Paula Dennise Delgado Sangolquí

Director:

Fabián Gonzalo Erazo Caluquí

ORCID:  0000-0003-1942-0788

Cuenca, Ecuador

2023-04-12

Resumen

El principal protocolo de dosimetría física utilizado para caracterizar aceleradores lineales médicos es del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [1]. Este protocolo establece para la caracterización de la dosis absoluta de haces de electrones la utilización de cámaras de ionización plano-paralelas para los haces con un $R_{50} \leq 4,0$ g /cm². El trabajo de Muir [3] propone una modificación al formalismo de la dosimetría de referencia de los haces electrones del protocolo de la OIEA para lo cual utiliza factores de corrección actualizados y calculados mediante métodos Monte Carlo. Establecer la dosimetría de referencia de haces de electrones de baja energía en un acelerador lineal con una cámara de ionización cilíndrica de acuerdo a la modificación del protocolo de dosimetría TRS398 realizada por Muir [3]. Esta investigación es de tipo descriptivo – prospectivo por tanto la recolección de los datos estuvo basada en el uso de valores obtenidos utilizando el software Mephysto y equipos para medir la presión, temperatura y un sistema de dosimetría clínica para medir cargas en un acelerador lineal con haces de electrones. Establecida la dosimetría de referencia con el protocolo estándar TRS398 se trabaja en la dosimetría absoluta con la propuesta de Muir. Las diferencias entre las dos propuestas son menores a 1,2%. Es posible utilizar la propuesta de Muir para la dosimetría absoluta de haces de electrones en un acelerador puesto que las diferencias porcentuales son inferiores al 1,2% respecto del sistema estándar.

Palabras clave: dosimetría, electrones, radioterapia, TRS398, acelerador lineal

Abstract

The main protocol for physical dosimetry used to characterize medical linear accelerators is that of the International Atomic Energy Agency (IAEA) [1]. This protocol presents the use of plane-parallel ionization chambers for electron beams featuring $R_{50} \leq 4.0 \text{ g/cm}^2$. Muir's studies [3] suggest a modified formalism for electron beam reference dosimetry of the IAEA procedure. For this, updated correlation factors are used and calculated through Monte Carlo methods. To determine low-energy electron beam reference dosimetry in a linear accelerator with a cylindrical ionization chamber according to Muir's modified TRS398 dosimetry protocol [3]. This is a descriptive – prospective study. Therefore, data collection was based on information obtained using Mephysto software and devices to measure pressure, temperature, and a clinical dosimetry system to measure charges in an electron-beam linear accelerator. After reference dosimetry was determined using the TRS398 protocol, Muir's absolute dosimetry is carried out. The differences between the two are less than 1.2%. It is possible to use Muir's electron-beam absolute dosimetry in an accelerator since the percentage difference is less than 1.2% in regard to the standard system.

Keywords: dosimetry, electrons, radiotherapy, TRS398, linear accelerator

Índice de contenido

1. Introducción	11
1.1 Introducción	11
1.2 Planteamiento del Problema	12
1.3 Justificación	13
2. Bases teóricas	14
2.1. El Modelo Atómico.....	14
2.2 Estructura Nuclear.....	17
2.3 Definición de Radiación	18
2.4 Tipos de Radiación.....	19
2.4.2 Radiaciones Ionizantes	19
2.5 Interacción de la Radiación con la Materia	20
2.6 Interacción de las Partículas No Cargadas con la Materia	20
2.6.1 Efecto Fotoeléctrico	20
2.6.2 Efecto Compton	21
2.7 Interacción de las Partículas Cargadas con la Materia	22
2.7.2 Interacción de los Electrones con la Materia.	23
2.8 Radioterapia	24
2.9 Aceleradores Lineales de Electrones de Uso Médico	25
2.9.1 Funcionamiento del Acelerador Lineal de Uso Médico	27
2.9.2 Funcionamiento del Acelerador Lineal de Electrones en Modo Electrones	28
2.10 La Dosimetría de Referencia	29
2.11.1. Protocolo TRS398.....	33
2.11.2. Principales Detectores de Radiación.....	34
2.11.3 La Teoría de la Cavidad de Bragg - Gray.....	36
2.11.4 Las Cámaras de Ionización dentro del Protocolo TRS398	39
2.12 La Dosimetría de Haces de Electrones en el Protocolo TRS398	42
2.13 El Protocolo TRS398 Modificado	46
3. Objetivos.....	49
3.1. Objetivo General.....	49
3.2 Objetivos Específicos	49
3.3 Hipótesis.....	49
4. Diseño del estudio.....	50
4.1 Tipo de Estudio.....	50
4.2 Área de Estudio	50
4.3 Universo y Muestra.....	50
4.4 Criterios de Inclusión y Exclusión	50
4.4.1 Criterios de Inclusión.....	50
4.4.2 Criterios de Exclusión	50

4.5 Variables de Estudio.....	51
4.7 Métodos, Técnicas e Instrumentos	51
4.7.1 Métodos y Modelos de Análisis de los Datos según el Tipo de Variables.....	51
4.8 Programas a Utilizar para el Análisis de Datos	52
4.9 Plan de Tabulación y Análisis	53
5. Resultados.....	54
5.1 Cálculos para el Protocolo Estándar TRS398.....	54
5.2 Cálculos para el Protocolo Modificado por Pawiro et al [4]	72
7. Conclusiones y recomendaciones.....	88
7.1 Conclusiones.....	88
7.2 Recomendaciones.....	88
Referencias.....	90
Anexos.....	93

Índice de figuras

Figura 2.1: modelo atómico de dalton	14
Figura 2.2: modelo atómico de thomson	15
Figura 2.3: modelo atómico de rutherford.....	16
Figura 2.4: modelo atómico de bohr.....	16
Figura 2.5: modelo atómico actual	17
Figura 2.6: espectro electromagnético	19
Figura 2.7: efecto fotoeléctrico	21
Figura 2.8: efecto compton	21
Figura 2.9: creación de pares electrón- positrón	22
Figura 2.10: modo fotones	28
Figura 2.11: modo electrones.....	29
Figura 2.12: el valor de r_{50} en un haz de electrones	31
Figura 2.13: cámara de ionización cilíndrica tipo farmer.....	40
Figura 2.14: cámara de ionización plano paralelo markus advanced	41
Figura 2.15: condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz	43
Figura 2.16: condiciones de referencia para dosis absorbida.....	44
Figura 2.17: valores de k_q para haces de electrones	45
Figura 5.1: valores de k_q para varias cámaras de ionización de ptw.....	54
Figura 5.2: valores de k_q en función de r_{50} obtenidos del fabricante ptw.....	55

Índice de tablas

Tabla 5.1: variables para 6 meV	55
Tabla 5.2: variables para 9 meV	58
Tabla 5.3: variables para 12 meV	61
Tabla 5.4: variables para 15 meV	64
Tabla 5.5: variables para 18 meV	66
Tabla 5.6: variables para 22 meV	69
Tabla 5.7: variables para 6 meV en el protocolo modificado	72
Tabla 5.8: variables para 9 meV en el protocolo modificado	74
Tabla 5.9: variables para 12 meV en el protocolo modificado	77
Tabla 5.10: variables para 15 meV en el protocolo modificado	79
Tabla 5.11: variables para 18 meV en el protocolo modificado	81
Tabla 5.12: variables para 22 meV en el protocolo modificado	83

DEDICATORIA

El logro personal viene de la mano de quienes son constantes en la vida, la perseverancia es una cualidad noble que a lo largo de mi existencia se me ha inculcado como el pilar fundamental para llegar a la algarabía en cada paso que doy.

Este sueño que se formó en una niña de tan solo 5 años se ve materializado por el trabajo en conjunto de los sacrificios y esfuerzos de mi familia por apoyarme económicamente y en especial emocionalmente durante mis crisis existenciales.

Dedico este logro profesional especialmente a mi madre Ana María López quien es verdaderamente una luz en medio de la oscuridad.

A mi tía Carmina López quién con sus consejos me han encaminado siempre por el sendero de la espiritualidad.

A mis abuelos maternos Gloria Punín – Moisés López quienes con su sabiduría me han demostrado que los dichos populares tienen enseñanzas de vida.

A mi hermano quién con su infinita paciencia y picardía me ha demostrado que se pueden alcanzar todas nuestras metas en el momento preciso.

Vanessa Herrán López

DEDICATORIA

Paula, estoy orgullosa de ti, gracias por nunca darte por vencida.

Quiero darle gracias a Dios, por guiarme y cuidarme en cada paso de la vida. Sin él mi mundo sería un lugar sombrío.

A ti madrecita mía, Nancy Sangolquí. La mujer de mi vida, mi más grande inspiración y orgullo. Tú sola nos has sabido guiar y educar en la vida y en el amor de la mejor forma que puede existir. Sin ti hoy no estaría aquí, convirtiéndome en una profesional y dando un paso más en la vida de los muchos que me quedan. Te amo con toda el alma, gracias por tu amor infinito.

A mi abuelita hermosa, Piedad Andrade. Mi segunda madre, sin duda alguna la vida es un lugar mejor porque usted está a mi lado, con cada una de sus enseñanzas y sus abrazos que me han sabido reconfortar en los peores momentos. Le doy gracias hoy y siempre por creer en mí y por amarme incondicionalmente.

A mi hermana querida, mi Tiff, Gabriela Delgado. Uno de mis más grandes ejemplos y mi orgullo sin lugar a dudas. Cada día veo cómo te conviertes en la mejor ingeniera del mundo, soy la persona más feliz por ver lo apasionada que eres en todo lo que haces, espero algún día ser como tú. Te amo.

Paula Delgado Sangolquí

AGRADECIMIENTO

Ante todo, agradecemos a Dios por brindarnos fortaleza para cumplir un objetivo más en nuestras vidas. Agradecemos a nuestras madres por la empatía que nos han proporcionado a lo largo de nuestra carrera universitaria, cuyas acciones han determinado un paso fundamental para culminar esta meta, brindándonos en todo momento consejos que nos han hecho crecer como seres humanos.

A nuestro tutor PhD Fabián Erazo por habernos guiado durante este proceso de investigación, proporcionándonos en todo momento su conocimiento, tiempo y su apoyo incondicional.

Agradecemos de manera cordial al departamento de Radioterapia SOLCA núcleo Cuenca por abrirnos las puertas para realizar nuestra investigación.

Agradecemos a nuestros colegas que laboran en los distintos departamentos de imágenes, quienes nos han enseñado y compartido sus experiencias a lo largo de nuestras prácticas preprofesionales.

Vanesa Milena Herrán López

Paula Dennise Delgado Sangolquí

Capítulo I

1. Introducción

1.1 Introducción

Los aceleradores lineales de uso médico se utilizan prioritariamente en los departamentos de radioterapia para el tratamiento de las diferentes neoplasias que requieren este tratamiento como modalidad única o en combinación con cirugía y quimioterapia.

Este tipo de aceleradores lineales emiten dos tipos de energía: fotones y electrones. Los haces de fotones se utilizan exclusivamente para las lesiones profundas mientras que los haces de electrones son utilizados para el tratamiento de lesiones superficiales.

Garantizar la entrega precisa de la dosis de prescripción por parte del acelerador lineal es parte fundamental de la garantía de calidad del tratamiento de los pacientes oncológicos que reciben radioterapia como modalidad única o como parte de otros tratamientos de forma concomitante. De esta manera, la dosimetría de referencia tanto en la modalidad de fotones, así como en la de electrones es esencial para que el objetivo de tratar a los pacientes con una incertidumbre global menor o igual al 5% sea viable [1].

La dosimetría de los haces de electrones relaciona la emisión de radiación por parte del acelerador lineal con la dosis de prescripción requerida por los pacientes en las diferentes patologías y que viene dada por el médico especialista. Esta relación se debe mantener en $1 \text{ cGy} = 1 \text{ UM}$ para garantizar que la dosis prescrita por los radio oncólogos sea la entregada al paciente en el acelerador lineal y así aseguramos el éxito del tratamiento.

Esta dosimetría de referencia se realiza mediante protocolos de uso reconocido. En el Ecuador se utiliza básicamente el protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) llamado TRS 398 [1], el cual se basa en patrones de dosis absorbida en agua. De esta forma, para caracterizar la dosis absorbida en agua de los haces de electrones se requiere una cadena dosimétrica de alta precisión que incluye la utilización de: electrómetro y cámaras de ionización. En el año 2021 las energías de electrones del acelerador VARIAN modelo TRUE BEAM serie H192678 fueron sintonizadas en su dosimetría de referencia utilizando el protocolo TRS 398 que se emplea para los haces de electrones con cámaras de ionización plano paralelas. Esta dosimetría permite utilizar el acelerador lineal en la modalidad de electrones de forma clínica para tratar a los pacientes que requieren este tratamiento en las diferentes neoplasias.

Este trabajo de investigación plantea hacer un estudio descriptivo con enfoque prospectivo de la dosimetría de referencia de los haces de electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV del acelerador serie H192678 del Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca en primer lugar con el protocolo TRS398 del IAEA usando una cámara de ionización plano paralela que sirva como referencia de comparación para la dosimetría que se realizará mediante la modificación del protocolo TRS398 propuesta por Pawiro et al [2], utilizando cámaras de ionización cilíndricas. Es importante hacer notar que las cámaras de ionización plano paralelas son especializadas y no siempre están disponibles en los departamentos de radioterapia.

1.2 Planteamiento del Problema

La dosimetría de referencia de haces de electrones establecida en el protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) [1] establece el uso de cámaras de ionización plano paralelas especialmente para los haces de baja energía, es decir, para haces con un calificador del haz $\leq 4,3$ cm que corresponde en términos generales a las energías ≤ 10 MeV. Sin embargo, las cámaras de ionización plano paralelas no siempre están disponibles en los centros de radioterapia y sus procesos de calibración no se realizan en el país. El trabajo de Muir et al [3] plantea un nuevo formalismo para la dosimetría de haces de electrones que permite la utilización de cámaras de ionización cilíndricas. Esta nueva formulación de la dosimetría de los haces de electrones es implementada por Pawiro et al [2] en el formalismo del protocolo del IAEA adquiriendo resultados comparables a los obtenidos en el protocolo estándar con una variación media del 0,4% y una desviación máxima del 1% [2]. El trabajo de investigación plantea implementar para la dosimetría de referencia de haces de electrones la nueva formulación de Muir et al [3] en el acelerador lineal del Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca para las energías de electrones consideradas bajas como son 6 y 9 MeV, pero también para las energías consideradas altas como son 12, 15 y 18 MeV. Para contrastar los resultados obtenidos se realizará la dosimetría de referencia de los haces de electrones de manera convencional y se establecerá la validez del método implementado.

Con estos antecedentes se pretende dar respuesta a si:

¿Es factible reemplazar el protocolo TRS398 estándar de la IAEA por la nueva propuesta expuesta en las investigaciones de Pawiro et al [2]?

1.3 Justificación

El plan de prioridades de investigación del Ministerio de Salud Pública para el periodo comprendido entre el año 2013 y 2017 establece como una de sus líneas de investigación las neoplasias digestivas, respiratorias, ginecológicas, de mama, genitourinarias, dermatológicas, del sistema nervioso central, de los sistemas endocrinos y hematológicos. El Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca es un hospital de especialización que trata todas estas neoplasias con diferentes métodos que pueden incluir: cirugía, quimioterapia, radioterapia o también terapia hormonal.

El departamento de radioterapia del Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca en el año 2021 trató 592 pacientes de los cuales 495 (83.6%) pacientes fueron tratados con radioterapia de intensidad modulada en cualquiera de sus modalidades, mientras que 97 (16.4%) pacientes fueron tratados con radioterapia convencional 3D. Se administra el tratamiento a todas las neoplasias siendo las predominantes en las mujeres las neoplasias de mama y del sistema respiratorio, mientras que para los hombres son las del sistema respiratorio y las genitourinarias.

Para garantizar el tratamiento de los pacientes con radioterapia en los aceleradores lineales se requiere que la incertidumbre máxima de todo el proceso de tratamiento no sea mayor del 5% como lo recomiendan los diferentes protocolos e instituciones como la Organización Mundial de la Salud. Para conseguir este objetivo la dosimetría de referencia de los diferentes haces, incluidos los haces de electrones, es fundamental que se realice con protocolos dosimétricos establecidos para que la dosis de salida del acelerador lineal (output) se pueda definir con una incertidumbre menor o igual al 1%. Por lo tanto, la dosimetría de referencia de los aceleradores lineales es parte fundamental del tratamiento de las diferentes neoplasias.

Capítulo II

2. Bases teóricas

2.1. El Modelo Atómico

El conocimiento del átomo, así como de los grandes enigmas de la vida surgió de la necesidad del ser humano por comprender todo cuanto le rodea.

El átomo ha pasado por una serie de investigaciones y experimentos para poder descubrir lo que hoy se conoce y dar cabida a las interrogantes de qué es y qué contiene. La historia se remonta al siglo V antes de nuestra era cuando el filósofo griego Demócrito propuso la teoría de que la materia y todo cuanto nos rodea está compuesto por partículas indivisibles a las que denominó átomos (a [no] y tomo [divisible]) [32]. (figura 2.1)



Figura 2.1: Modelo atómico de Dalton

Fuente: Lifeder [28]

Posteriormente en 1808, John Dalton postuló nuevas ideas sobre el átomo, al proponer que la materia se encontraba formada por pequeñas partículas indivisibles denominadas átomos. En este modelo existían diferentes tipos de átomos que se diferenciaban entre sí por su masa y diversas propiedades. [5]

A finales de 1890, se creía que los átomos eran indivisibles. Pero en 1897 J. Thomson, mientras realizaba una investigación sobre la conductividad eléctrica de gases a bajas presiones, demostró que en el interior de los átomos existen pequeñas partículas con carga eléctrica negativa, a las que denominó electrones.

En este modelo atómico, conocido también como “pastel de pasas” (Figura 2.2), el átomo está constituido por una gran masa esférica con carga positiva y constante en donde las

cargas eléctricas negativas que se corresponden con los electrones están dispersas a manera de pasas en un pastel [5].

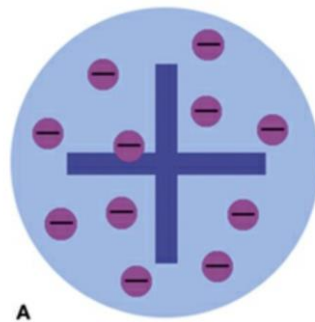


Figura 2.2: Modelo atómico de Thomson

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

Estas ideas permiten postular que el átomo en conjunto siempre debe ser eléctricamente neutro ya que el número de electrones debe ser el mismo que el número de cargas positivas [5].

Años más tarde en 1911 Ernest Rutherford reformula la concepción existente sobre el átomo mediante el desarrollo de una serie de experimentos que permitieron conocer más sobre los modelos existentes. Su experimento más notorio consistió en bombardear una fina lámina de oro usando partículas alfa y con la ayuda de una pantalla fluorescente observar cómo estas se dispersaban para llegar a la conclusión de que algunas partículas eran reflejadas a ángulos pequeños mientras que unas pocas atravesaban la lámina sin cambiar su dirección inicial.

Los resultados de este estudio llevaron a Rutherford a proponer un nuevo modelo atómico. En este nuevo modelo se proponía que el átomo estaba conformado por un núcleo y su corteza. La carga positiva se organizaba en el centro del núcleo y constituye casi toda la masa del átomo mientras que la corteza ubicada prácticamente en espacio vacío estaba formada por los electrones con una masa pequeña y carga negativa y girando alrededor de la carga positiva (Figura 2.3)

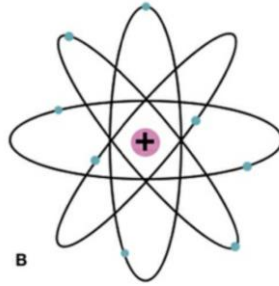


Figura 2.3: Modelo atómico de Rutherford

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

Trabajos posteriores de Bohr en 1913 desarrollan un modelo atómico en el cual se superan las inconsistencias encontradas en los modelos anteriores. En este caso se propuso que el átomo estaba formado por un núcleo pequeño con carga positiva el cual se encuentra rodeado por varios electrones que giran en torno a él en órbitas y niveles de energía bien definidos (Figura 2.4).

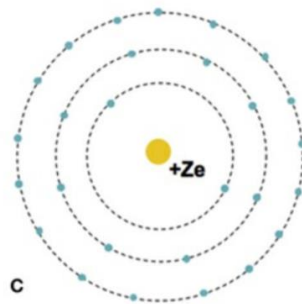


Figura 2.4: Modelo atómico de Bohr

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

El modelo atómico utilizado en la actualidad se debe a los esfuerzos de Schrödinger y Heisenberg que en la década de 1920 describen el modelo atómico constituido por diferentes partículas (protones, electrones, etc.) representadas por funciones de onda capaces de dar una probabilidad de encontrar dichas partículas en el espacio [5] (Figura 2.5).

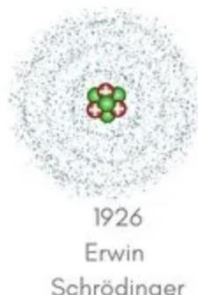


Figura 2.5: Modelo atómico Actual

Fuente: BrasilEscolar [29]

2.2 Estructura Nuclear

El núcleo del átomo está conformado por dos tipos de partículas: protones y neutrones las cuales reciben el nombre de nucleones. La masa del neutrón se considera que es casi la misma o muy similar a la del protón. El protón tiene carga positiva mientras que el neutrón es eléctricamente neutro es decir no tiene carga. Dentro del núcleo tanto los protones como neutrones se encuentran expuestos a interacciones nucleares fuertes que son las fuerzas que mantienen estable al núcleo. Los electrones por su parte se encuentran en orbitales específicos girando alrededor del núcleo en una configuración estable de energía. En principio el número de electrones siempre debe ser el mismo que el número de protones para que el átomo sea considerado eléctricamente neutro [5].

En condiciones de equilibrio energético las partículas del átomo se encuentran fuertemente unidas, como ya habíamos mencionado anteriormente, por las fuerzas de atracción que existen entre ellas. Pero cuando dentro del átomo existe un exceso o un déficit de neutrones o protones, el equilibrio atómico se puede ver comprometido. Pasando de ser un elemento eléctricamente neutro a ser un elemento inestable [6].

Cuando existen estos cambios en el número de partículas del átomo este siempre va a buscar regresar a la estabilidad y en este proceso se liberará energía, que llamaremos radiación, y que puede ser emitida mediante ondas electromagnéticas o partículas cargadas.

La emisión de energía debido a la inestabilidad que se origina en determinados átomos y más específicamente en sus núcleos, se llama radiactividad. Los átomos inestables y, por lo

tanto, radiactivos, al poseer un exceso de protones o de neutrones en su núcleo, van a buscar regresar a su estado de equilibrio de forma espontánea, emitiendo durante el proceso energía en forma de partículas u ondas, proceso al cual se le denomina desintegración radiactiva [5].

2.3 Definición de Radiación

La radiación es la emisión, propagación y transferencia de energía en cualquier medio en forma de ondas electromagnéticas o partículas.

Desde el principio hasta la actualidad los seres humanos han convivido con la radiación de múltiples formas. Por ejemplo, sin la radiación proveniente del sol no existiría vida en el planeta o sin la radiación infrarroja no podríamos mantener la temperatura de la Tierra. Sin embargo, a pesar de tener un sinnúmero de fuentes naturales de radiación, el ser humano ha logrado desarrollar distintos dispositivos para la creación de radiación artificial y la podemos encontrar en nuestra vida cotidiana, como cuando escuchamos música en la radio cuando calentamos los alimentos en el microondas o cuando nos sometemos a una radiografía [7].

Cuanto mayor es la frecuencia de la radiación electromagnética, mayor es su energía. De esta forma podemos clasificar a las radiaciones electromagnéticas en función de su energía. Las radiaciones ionizantes, las cuales se caracterizan porque contienen la energía necesaria para generar la ionización de los átomos de la materia que atraviesan (ej.: rayos X, rayos gamma) o radiaciones no ionizantes, las cuales por el contrario no poseen la energía suficiente para romper los enlaces de unión de los átomos y de esta forma conseguir la ionización de los mismos (ej.: luz visible, infrarrojo) [7]. El conjunto de todas estas ondas electromagnéticas se conoce como espectro electromagnético y se muestra en la Figura 2.6.

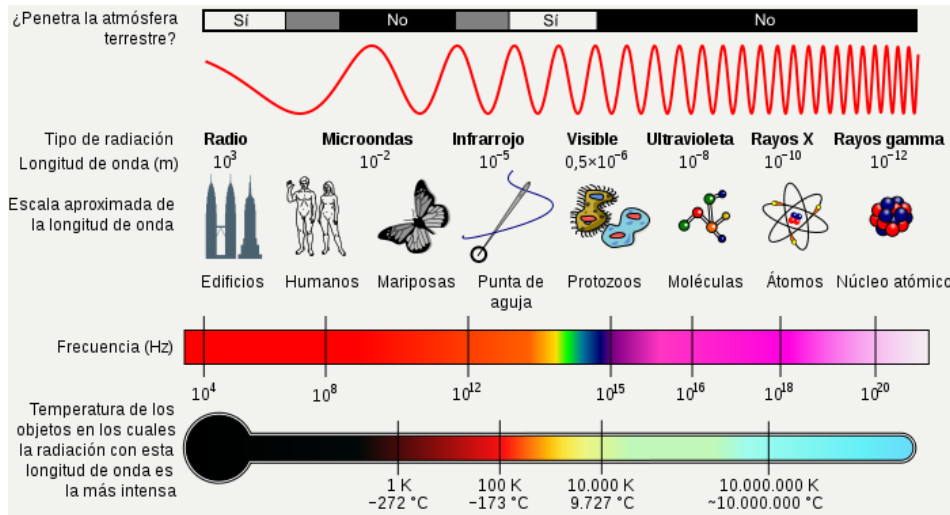


Figura 2.6: Espectro electromagnético

Fuente: Radioslibres [30]

2.4 Tipos de Radiación

2.4.1 Radiaciones No Ionizantes

Este tipo de radiación se caracteriza porque posee baja energía razón por lo cual no tiene la suficiente capacidad para arrancar un electrón de un átomo o molécula. La radiación no ionizante incluye las ondas de radio, microondas, luz infrarroja, visible y ultravioleta [8].

2.4.2 Radiaciones Ionizantes

Este tipo de radiación se caracteriza por su alta energía, suficiente como para arrancar un electrón de un átomo o molécula, produciendo lo que se conoce como ionización [8]. Por lo tanto, esta radiación se considera ionizante ya que al interactuar con la materia va a generar la ionización de sus átomos, dando como resultado partículas cargadas, que pueden emitir energía de forma corpuscular u ondas electromagnéticas [9]. La radiación ionizante al ser capaz de romper los enlaces que mantienen unidos a átomos o moléculas pueden producir daño a nivel biológico debido a su alto poder de penetración en la materia con la que interactúa y es por lo tanto muy útil su descripción detallada dentro de la medicina [5].

La radiación ionizante a su vez se puede clasificar en directamente ionizante e indirectamente ionizante. La radiación directamente ionizante se produce por partículas que posean carga como son los electrones, positrones, protones, partículas alfa y beta mientras

que la radiación indirectamente ionizante es la producida por partículas que no poseen carga, como lo son los rayos X, rayos gamma y los neutrones [5].

2.5 Interacción de la Radiación con la Materia

La interacción de la radiación con la materia depende de dos factores esenciales: la penetración en la materia y el depósito de energía. Se produce así la ionización y la excitación atómica dando como resultado la liberación y transferencia de la energía. La radiación que interacciona con la materia puede ser partículas como las partículas alfa, beta, electrones, protones o también ondas electromagnéticas como los rayos X y rayos gamma, o incluso partículas sin carga como los neutrones [5].

El mecanismo principal de interacción se debe a que diferentes tipos de partículas cargadas o no inciden directamente sobre los electrones o el núcleo atómico de un determinado material consiguiendo que se produzca la ionización y a su vez se genere una inestabilidad atómica la cual siempre se acompaña de liberación de energía en la búsqueda de su estado de equilibrio fundamental. En estas interacciones, las partículas incidentes ceden parte o toda su energía al átomo o material que atraviesan, lo cual dependerá principalmente del tipo de radiación o partícula, su energía y las propiedades del material o medio con el que interaccionan [10].

2.6 Interacción de las Partículas No Cargadas con la Materia

Estas interacciones se dan fundamentalmente con fotones. Un fotón se caracteriza por ser una partícula sin carga y sin masa en reposo, cuya interacción con la materia es codependiente de la energía y el medio en el cual se dispersa. Están muy ligados al átomo (efecto fotoeléctrico) o a los electrones libres (efecto Compton) [5].

2.6.1 Efecto Fotoeléctrico

En este mecanismo de interacción el fotón incidente interacciona con un electrón atómico [5] transfiriendo de esta manera toda la energía al electrón, haciendo que desaparezca por completo el fotón dispersado, dando como resultado la expulsión de un electrón de una capa externa del átomo conocido como fotoelectrón. Este electrón adquiere toda la energía del fotón incidente en forma de energía cinética razón por la cual es expulsado del átomo (Figura 2.7).

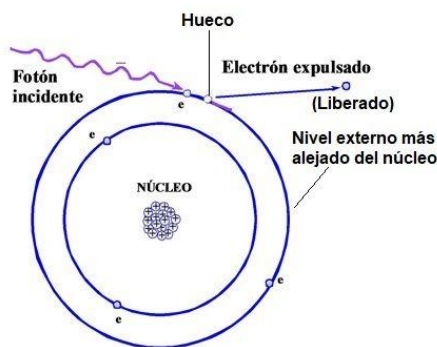


Figura 2.7: Efecto fotoeléctrico

Fuente: Aereatecnologia [31]

Para que ocurra este evento se emplean átomos con alto número atómico y además la energía del fotón incidente tiene que ser mayor o igual a la energía de enlace del electrón en el átomo [5]. Cuando se produce la expulsión del fotoelectrón por el efecto fotoeléctrico el átomo queda en un estado de excitación energética y el espacio sobrante puede ser ocupado por un electrón de una capa más externa produciendo en el proceso emisión de radiación. Por otro lado, se puede producir la desexcitación del átomo por emisión de electrones Auger (monoenergéticos). Este proceso de interacción es muy relevante para la radiografía convencional.

2.6.2 Efecto Compton

En este mecanismo de interacción el fotón incidente cede solo una parte de su energía al electrón, el cuál es desplazado formando un ángulo con relación al fotón incidente. Su energía es dependiente del ángulo de dispersión (Figura 2.8).

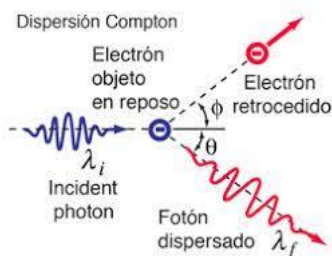


Figura 2.8: Efecto Compton

Fuente: hyperphysics [32]

Este proceso de interacción no depende del material en el cual se dispersa, sin embargo, si depende de la energía del fotón incidente y su probabilidad crece con energías del fotón incidente mucho mayores a las energías de enlace del electrón en el átomo. En radioterapia las energías utilizadas son del orden de magnitud de los MeV, es decir $\sim 10^6$ eV, y en este caso el efecto Compton es relevante [5].

2.6.3 Creación de Pares Electrón - Positrón

El fotón incidente tiene la energía suficiente para interactuar con el campo nuclear dando como resultado su aniquilación y su energía es utilizada para obtener un par de partículas: electrón y positrón (Figura 2.9).



Figura 2.9: Creación de pares electrón- positrón

Fuente: Mostazo M [33]

En este mecanismo de interacción el fotón incidente debe tener al menos la energía umbral correspondiente a la energía en reposo del electrón y del positrón, es decir, $0,511 \text{ MeV} + 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$.

Existe una mayor probabilidad de que este mecanismo de interacción se incremente cuanto mayor es el número atómico del elemento. Por otra parte, la vida media del positrón generado es muy corta pues se recombina rápidamente con otro electrón libre del medio dando como resultado la producción de dos fotones de aniquilación [5].

2.7 Interacción de las Partículas Cargadas con la Materia

Las interacciones entre partículas cargadas se deben fundamentalmente a las fuerzas de Coulomb. Los procesos de dispersión se asocian a eventos de interacción con electrones atómicos. Estas interacciones pueden ser elástica e inelástica dependiendo del proceso de

ionización de los átomos o la producción de radiación de frenado. Por otra parte, los electrones tienen la capacidad de crear pérdidas energéticas a consecuencia de la radiación de frenado debido a que es en esencia una partícula con carga y una masa pequeña.

2.7.1 Poder de Frenado

Se define como la pérdida de energía cinética de las partículas cargadas en función del espesor de la materia atravesada [5]. Este valor depende del medio y las características de las partículas cargadas que chocan contra la materia.

Cuando un electrón salta de un nivel muy energético a uno de menor energía por el proceso de colisión entre la partícula cargada incidente y el electrón da como resultado la excitación de átomo, es entonces que este proceso se denominará pérdida energética por colisión.

Estas características dependen de:

1. El medio.
2. La carga de la partícula incidente.
3. Y la energía de la partícula incidente (la pérdida de energía es proporcional al frenado de la partícula cuando atraviesa el medio).

Según las leyes de la electrodinámica cuando a una partícula que posee carga se le aplica una aceleración esta partícula como resultado liberará radiación electromagnética, la cual se denomina radiación de frenado o Bremsstrahlung. Este tipo de radiación de frenado tiene un espectro de energía que es continuo.

Por otra parte, el material dispersor siempre debe tener un número atómico elevado para que favorezca la emisión de radiación de frenado ya que la aceleración será mayor en un campo electromagnético fuerte.

2.7.2 Interacción de los Electrones con la Materia.

Las pérdidas energéticas producto de la interacción de la radiación con la materia son más frecuentes cuando las partículas poseen altas energías y la materia en la que inciden tienen un alto número atómico. El poder de frenado másico depende de las pérdidas energéticas por colisión con electrones atómicos y las pérdidas radiactivas.

Se pueden identificar dos tipos de dispersión fundamental: las colisiones elásticas y las colisiones inelásticas. En las colisiones elásticas no existe transformación de un tipo de energía en otro mientras que en las colisiones inelásticas existe transformación de

diferentes tipos de energías en otros tipos de energía y en ambos tipos de colisiones se conserva la energía. Las colisiones inelásticas son importantes para entender los procesos de interacción de la radiación con la materia.

2.8 Radioterapia

La radioterapia en términos generales constituye el método fundamental de tratamiento oncológico empleado en la actualidad. Su intención principal se basa en administrar altas dosis de radiación con el fin de erradicar las células tumorales y cancerígenas presentes en el cuerpo humano. Dado que utiliza dosis elevadas de radiación, el cálculo de las mismas y el fraccionamiento de dosis se basa en el tipo, localización y tamaño del tumor a tratar, teniendo la posibilidad de complementarse con otro tipo de tratamientos como la quimioterapia o incluso la cirugía [11].

Una vez administrada cada dosis del tratamiento la respuesta a la radiación variará de acuerdo a varios factores como el tipo de tejido sea este tumoral o sano la radiosensibilidad del órgano o región irradiada, etc. De esta manera cada sesión contribuirá a disminuir la carga tumoral.

La radioterapia se puede emplear con dos fines:

- Curativo: si su intención es erradicar las células tumorales, mediante la emisión de altas dosis de radiación y con un mayor número de sesiones de tratamiento.
- Paliativo: si su objetivo es disminuir el dolor y mejorar la calidad de vida del paciente, haciendo uso de menores dosis, así como sesiones [12].

La administración final de la dosis de radioterapia acorde a cada patología y localización anatómica a tratar se consigue en un proceso que en términos generales se puede resumir en las siguientes etapas:

- **Simulación del tratamiento**

Es la primera etapa del tratamiento y consiste en obtener imágenes del cuerpo del paciente para localizar espacialmente el tumor, así como su ubicación, extensión y relación con las estructuras adyacentes. Este paso es fundamental para el tratamiento con radiaciones ionizantes ya que la reproducibilidad de la localización de la lesión a lo largo del tratamiento del paciente es crucial para el éxito del mismo.

La modalidad de imagen básica es la tomografía axial computarizada que generalmente utiliza muchos cortes (>200) para poder realizar los cálculos de dosis con un sistema de localización ortogonal que permita definir un sistema de referencia para la localización diaria del paciente y con implementos de fijación detiene dos funciones principales, la comodidad del paciente por un lado y por otra parte ayudar en la reproducibilidad de la posición.

- **Planificación del tratamiento**

Una vez hecha la simulación y obtenida la tomografía de planificación se procede por parte de los médicos radio oncólogos a los diseños de las lesiones de acuerdo a las diferentes patologías y utilizando los protocolos adecuados. Así se define finalmente el PTV (Planning Target Volume). Una vez definido el PTV los Físicos Médicos calculan la distribución de dosis que mejor se adapta a la prescripción de dosis dada por el radio oncólogo para el PTV siguiendo los protocolos de límites de dosis para los órganos adyacentes, así como para el volumen tumoral.

Una vez aprobado el plan de tratamiento y realizados todos los controles de calidad sobre el plan de tratamiento el mismo es transferido a las unidades de tratamiento (aceleradores lineales).

- **Tratamiento del paciente**

Una vez aprobados los planes de tratamiento estos son enviados vía DICOM a los aceleradores lineales para el tratamiento de los pacientes. Previo al tratamiento se realiza la verificación mediante fusión de imagen a través de coincidencia ósea ya sea por imagen portal electrónica de alta energía (MV) o mediante tomografía de haz cónico (cone beam CT). Una vez verificada la localización de la lesión se procede al tratamiento del paciente con un haz de alta energía (varios MeV). Este haz puede ser de fotones o de electrones [13].

2.9 Aceleradores Lineales de Electrones de Uso Médico

Acceptorador lineal es el nombre que recibe el equipo que emite la radiación necesaria para completar el tratamiento previamente planificado para cada paciente. Consiste en un generador de rayos x de alta energía, el cual en su interior produce una gran cantidad de electrones que mediante varios procesos serán acelerados para aumentar energía de forma considerable y que posteriormente impactarán contra un blanco de tungsteno generando rayos x los cuales serán dirigidos hacia un sistema de colimación que conforma una ventana de apertura que permitirá la salida de la radiación hacia el cuerpo del paciente. En

la actualidad y gracias a los avances de la tecnología, contamos con un colimador multiláminas o MLC, el cual está constituido por una combinación de hojas o láminas las cuales se abren y cierran adoptando diferentes formas para permitir o restringir el paso de la radiación. Esta disposición de las láminas es calculada previo al inicio del tratamiento para permitir obtener una gran conformación de la radiación para cuidar y proteger los órganos y tejidos sanos adyacentes al área a tratar, así como maximizar la dosis en el volumen tumoral.

Con las nuevas técnicas que existen hoy en día se ha logrado incorporar en el acelerador un sistema de imagen que permite obtener radiografías portales previas a la administración del tratamiento con el fin de verificar y asegurar que el blanco o área tumoral sea la correcta antes de emitir la dosis planificada para cada sesión. Esto permite corregir fallos en la posición del paciente u otros relacionados con la anatomía del paciente durante el curso del tratamiento [13].

Los aceleradores lineales de uso médico tienen el mismo fundamento teórico que los equipos de rayos x convencionales, es decir, se produce radiación al acelerar electrones a una velocidad muy alta que luego colisionan con un blanco metálico de alto número atómico (Z) produciendo a su paso rayos x por frenado o Bremsstrahlung y otros mecanismos de interacción.

El funcionamiento de un acelerador lineal es un proceso de varias etapas. Un filamento, generalmente de tungsteno, por emisión termo-iónica emite electrones que son acelerados por medio de un campo electromagnético con frecuencia de microondas dentro de una cavidad aceleradora hasta conseguir acelerar estas partículas a velocidades muy altas cercanas a la velocidad de la luz.

El klistrón o magnetrón generan la potencia suficiente para producir las microondas que se necesitan en la guía de onda (cavidad aceleradora). El magnetrón es un oscilador que se alimenta de una fuente de radiofrecuencia y en general se utilizan en los aceleradores que tiene energías menores o iguales a 6 MV. El klistrón es un amplificador de potencia que necesita una gran señal de radiofrecuencia para trabajar y se utilizan en aceleradores para producir energías superiores a 6 MV.

Cuando los electrones acelerados entran en el cabezal se deflecan 270° (para mantener la verticalidad del haz hacia la mesa de tratamiento) mediante un conjunto de bobinas magnéticas.

Los aceleradores lineales de uso médico pueden producir dos modalidades de energías: fotones y electrones. En el caso de los fotones las energías más usadas suelen variar en un rango que va desde los 04 MV hasta los 25 MV mientras que para el caso de los haces de electrones el rango de energías oscila usualmente entre los 06 MeV y los 22 MeV en las diferentes casas comerciales que producen aceleradores lineales de uso médico. Cada modalidad de energía que produce el acelerador lineal está caracterizada por un índice de calidad. En el caso de los fotones es el TPR_{10}^{20} mientras que para los haces de electrones es el R_{50} .

Los aceleradores lineales tienen elementos constitutivos (externos) que son importantes en el contexto del manejo de los pacientes:

1. Brazo o gantry.
2. Cabezal.
 - a) Colimadores.
 - b) Primarios.
 - c) Secundarios.
 - d) Colimador multiláminas (MLC).
3. Bandeja porta moldes.
4. Telémetro.
5. Mesa de tratamiento.
6. Láseres externos de baja intensidad.
7. Cuñas.
 - a) Cuñas físicas.
 - b) Cuñas motorizadas.
 - c) Cuñas dinámicas.
8. Aplicadores de electrones.
9. Accesorios de radiocirugía.

2.9.1 Funcionamiento del Acelerador Lineal de Uso Médico en Modo Fotones

Una vez que el haz de electrones de alta velocidad ha sido deflectado 270° , y se encuentra en dirección vertical hacia la mesa de tratamiento del paciente, choca con un blanco de alta densidad y produce un haz de fotones de alta energía que es colimado por un colimador primario. Este haz de rayos x de alta energía pasa a continuación por un filtro aplanador de forma que el perfil del haz sea plano dentro de las especificaciones de los diferentes

protocolos. El haz es entonces censado por una cámara de ionización (monitora) propia del equipo que permite cortar la emisión de radiación después de un porcentaje de tolerancia de la emisión programada, es decir, es una cámara monitora de seguridad.

Un colimador secundario para radiación dispersa además de un colimador terciario (colimador multiláminas, MLC) que permita conformar la lesión del paciente están a continuación. Finalmente, el haz de fotones incide sobre el paciente de acuerdo a lo planificado (Figura 2.10).

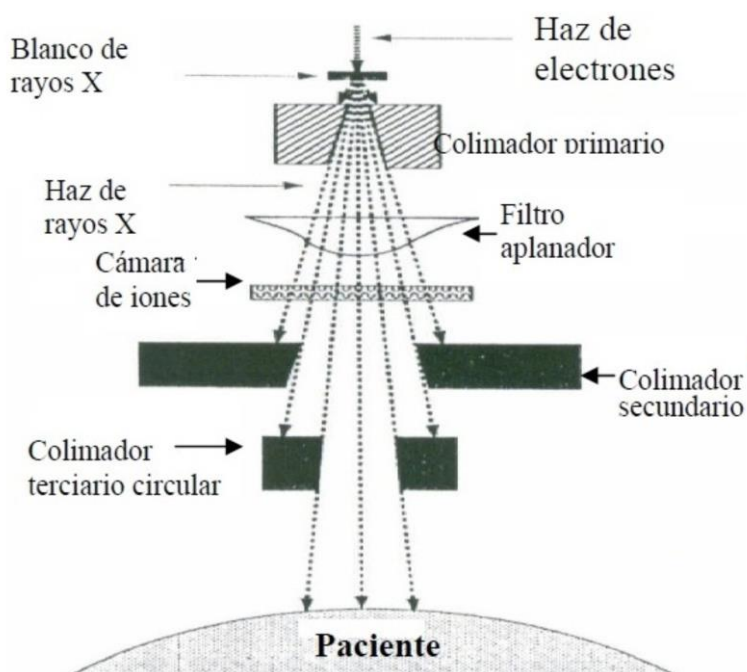


Figura 2.10: Modo fotones

Fuente: ResearchGate [34]

2.9.2 Funcionamiento del Acelerador Lineal de Electrones en Modo Electrones

El haz de electrones después de la deflexión de 270° es el mismo incluso en la modalidad de electrones. Este haz colisiona con un dispersor fino que abre el haz de electrones para que pueda ser utilizado de forma clínica. Este haz dispersado pasa también por el sistema de seguridad de las cámaras monitores para luego tener la colimación final mediante un aplicador específico de electrones que definirá el tamaño de campo disponible para el paciente. Este colimador de electrones además permitirá alojar los moldes personalizados para el tratamiento de los pacientes con los haces de electrones. Estos moldes

personalizados son fabricados de un material de aleación de plomo de garantiza que los electrones sean detenidos hasta en un 95% en la región de blindaje (Figura 2.11).

La energía del haz final de electrones obtenido se caracteriza mediante un índice de calidad a partir del porcentaje de dosis en profundidad (PDD). Este índice de calidad en el caso de los electrones es el R_{50} y representa la profundidad en centímetros a la cual la energía de los mismos se reduce al 50% del valor máximo. Al ser un índice de calidad es un valor único para cada energía de electrones y que se debe mantener en el tiempo.

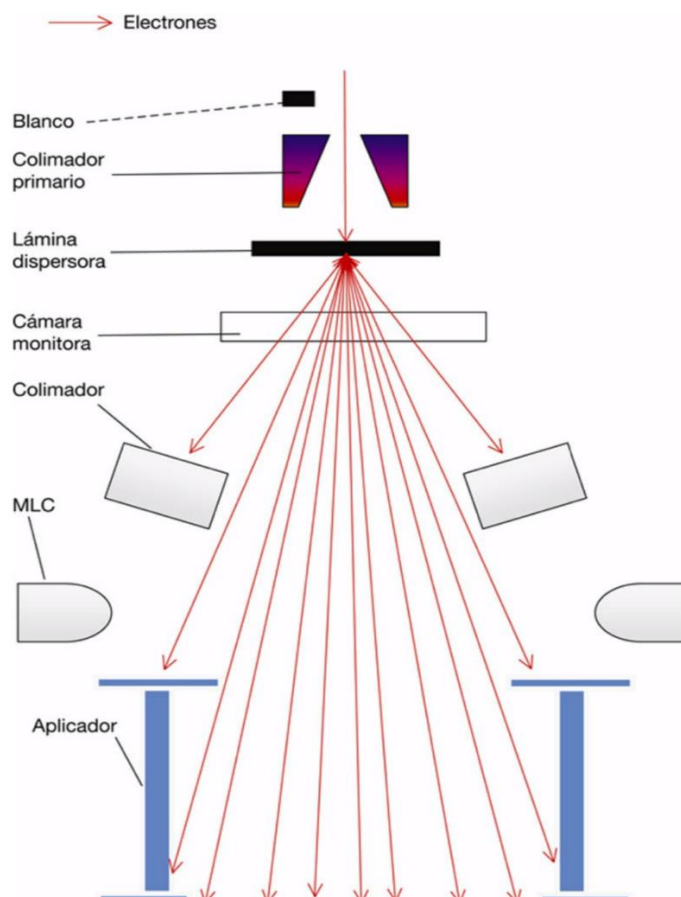


Figura 2.11: Modo electrones

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

2.10 La Dosimetría de Referencia

El acelerador lineal de uso médico emite radiación para tratar a los pacientes que requieren radioterapia como parte de su tratamiento oncológico ya sea como modalidad única o en un protocolo que requiera la combinación con quimioterapia o cirugía.

La radioterapia se prescribe en unidades que son de uso estándar dentro de la oncología. Estas unidades son los Gray (Gy). Sin embargo, el acelerador lineal, que es la principal unidad de tratamiento de la radioterapia, no entiende de las unidades de prescripción de la oncología. El acelerador lineal emite radiación en términos de sus propias unidades, es decir, las conocidas como unidades monitor UM.

Se debe entonces establecer una relación entre la dosis de prescripción en Gray y las unidades de medición del acelerador lineal (UM). A este proceso en términos generales se le conoce como dosimetría de referencia. La dosimetría de referencia, en nuestro caso, establecerá que esta relación será de $1 \text{ cGy} = 1 \text{ UM}$.

2.10.1 Caracterización del Haz de Electrones

El haz de electrones producido en el acelerador lineal de uso médico, en el modo de electrones, se puede caracterizar a través del porcentaje de dosis en profundidad PDD y de su perfil de dosis. Estos parámetros dosimétricos son únicos para cada haz de energía.

En términos generales se puede decir que los haces de electrones se clasifican en función de su energía de la siguiente forma:

- **Baja energía:** 1–9 MeV.
- **Alta energía:** > 10 MeV.

De forma específica para los haces de electrones existe un calificador de haz que sirve como índice de calidad del haz. Este índice de calidad del haz es el R_{50} y es la profundidad a la cual el valor de la dosis es el 50% del valor de la dosis máxima de referencia [5]. Este valor al ser un índice de calidad para cada haz es un valor único que debe mantenerse en el tiempo en el haz de energía de electrones del acelerador de uso médico (Figura 2.12).

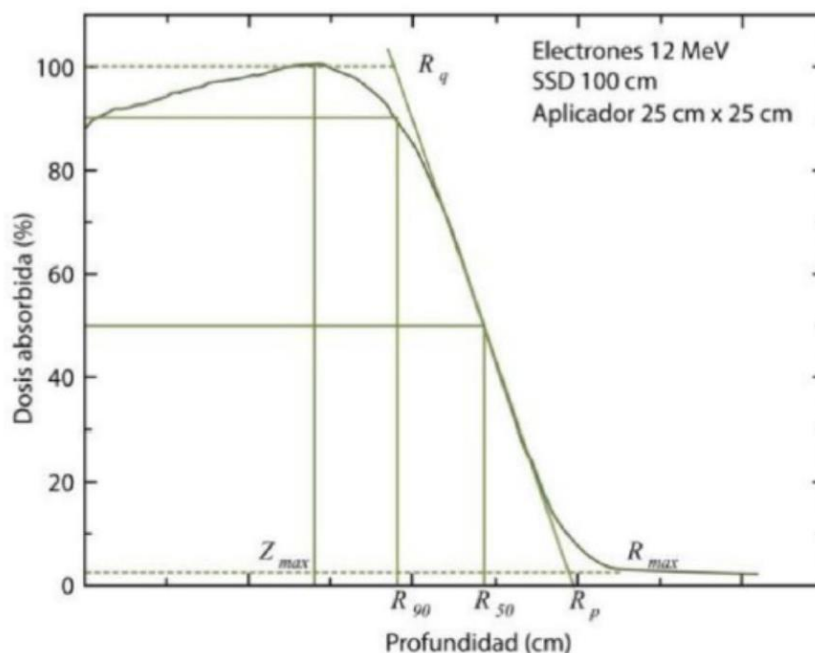


Figura 2.12: El valor de R_{50} en un haz de electrones

Fuente: *Fundamentos de Física Médica* [35]

2.11. Protocolos de Dosimetría

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) se fundó en el año de 1957, y su sede ubicada en Viena (Austria) constituye una agencia intergubernamental la cual forma parte del sistema de las Naciones Unidas, su principal misión es de servir como medio de comunicación y cooperación científica y técnica para concientizar y guiar a la población en el uso y manejo de la energía nuclear, enfocándose en la paz, salud y prosperidad [14].

La OIEA posee tres pilares fundamentales: seguridad tecnológica y física, ciencia y tecnología y salvaguardias [14]. De esta manera se busca proteger a las personas, así como al medio ambiente de los efectos nocivos que la radiación ionizante puede provocar [15].

Para cumplir estos objetivos dentro del área de radioterapia el OIEA plantea algunos códigos de práctica que recomiendan criterios de prescripción de dosis absorbida correcta, así como normas adecuadas del uso de los haces externos de energía.

Los códigos de práctica tienen la finalidad de sistematizar y unificar ciertos parámetros estandarizados a nivel internacional la calibración con cámaras de ionización la dosis absorbida en agua de los haces de radiación emitidos por los aceleradores lineales de uso

médico y que son empleados en radioterapia. El Código de Práctica proporciona una metodología para identificar la dosis absorbida en agua para fotones de baja, media y alta energía, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados. Con esta guía se puede determinar un sistema dosimétrico específico, colocando como punto focal la dosis absorbida en agua, para todos los haces de energía en radioterapia. El Código de Práctica establece las mediciones con cámaras de ionización que tienen un factor de calibración $N_{D,w}$ obtenido en un laboratorio de calibración dosimétrica secundario. Este código de práctica es el protocolo TRS398.

Las cámaras de ionización basan su trabajo en el principio de la teoría de la cavidad introducida por Bragg y complementada por Gray que correlaciona la dosis absorbida en un medio sensible a la radiación (generalmente un gas como el aire) con la dosis absorbida en el medio que la rodea [5]. Las cámaras de ionización utilizadas en radioterapia para la dosimetría de referencia trabajan con el principio de Bragg Gray. Estas se clasifican básicamente en dos tipos: cilíndricas y plano paralelas.

Las cámaras de ionización cilíndricas en términos generales se utilizan para la dosimetría física de haces de fotones mientras que las cámaras plano paralelas se utilizan para la dosimetría física de haces de electrones. El empleo de las cámaras de ionización sigue un protocolo establecido basado en patrones de dosis absorbida en agua de forma que la cadena dosimétrica tenga la menor cantidad de factores de corrección. El protocolo TRS398 del OIEA está basado en esta premisa con el objetivo de alcanzar la uniformidad y precisión para la administración de dosis en los tratamientos de radioterapia, lo cual busca ser aplicable en todos los centros que ofrezcan este servicio.

Sin embargo, el protocolo TRS398, recomienda la utilización de cámaras cilíndricas cuando nos encontramos frente a energías altas (mayores a 10 MeV), mientras que las cámaras plano paralelas son consideradas para aplicarse en energías bajas (inferiores a 10 MeV). La modificación del protocolo propuesta por Pawiro et al. [4] basado en el cálculo de factores de conversión mediante métodos Monte Carlo por parte de Muir et al. [3] para las cámaras de ionización cilíndricas, como la PTW 31013, supera este problema y hace factible un nuevo sistema de dosimetría de referencia de haces de electrones en aceleradores lineales de uso médico dado que mediante múltiples estudios realizados por estos investigadores se ha demostrado que las cámaras de ionización cilíndricas pueden ser utilizadas para todas las energías de los haces de electrones, incluso para aquellas energías bajas como 4 MeV, contraponiéndose al protocolo estándar que establece un tipo de cámara de ionización para un rango específico de energía (altas y bajas), y concluyendo que los resultados son

aceptables y similares a los obtenidos mediante la utilización de las cámaras plano paralelas [6].

2.11.1. Protocolo TRS398

La dosimetría en radioterapia es un tema difícil de abordar, pero de vital importancia para una adecuada estimación de la dosis de prescripción. Esta se encarga de la medida de la dosis absorbida por un material o tejido como consecuencia de su exposición a las radiaciones ionizantes presentes en un campo de radiación. La dosis absorbida por su parte se define como, la energía absorbida por unidad de masa, la misma que depende de la naturaleza y características del campo de radiación, del material o tejido irradiado [16].

Dependiendo de varios parámetros, cuando la radiación ionizante transfiere energía a un sistema biológico, provocará varios efectos. La severidad del resultado final estará relacionada con la dosis absorbida por el sistema y para organismos complejos como el ser humano hay dos tipos de efectos relacionados con la dosis: somáticos y genéticos [17].

El daño somático se refiere al daño ocurrido en los tejidos del individuo irradiado mientras que el daño genético se refiere al daño que afectará las generaciones futuras [17].

El efecto somático se manifestará en el individuo que absorbe la dosis de radiación y puede clasificarse en dos tipos: efectos de relativa certeza (determinísticos) y los que ocurren al azar o estocásticos (no determinísticos) [17].

Los efectos no estocásticos (determinísticos) se relacionan con la superación de un umbral de dosis. Es decir, si se ha depositado una dosis equivalente suficientemente alta, aparecerán con certeza cierto tipo de consecuencias [18]. Por lo tanto, se caracterizan por tener un umbral de dosis por debajo del cual no se observa ningún efecto, un corto período de latencia y una severidad que depende de la dosis [17]. Por ejemplo, si una dosis equivalente de rayos X excede 1 Sievert (Sv), se observará un enrojecimiento de la piel; después de cierto nivel de dosis, se producirán cataratas en los ojos (más de 2 Sievert), etc. [17].

Por su parte, los efectos estocásticos o probabilísticos son aquellos que ocurren a niveles bajos de exposición a la radiación. En este caso el daño será estocástico, es decir, es posible predecir la proporción de una población dada de personas expuestas que será afectada, pero imposible predecir precisamente que individuo en particular sufrirá el daño. No existe una dosis umbral demostrable y el daño se presenta como un pequeño incremento en la incidencia normal o espontánea y se expresa luego de un largo período de

latencia [17]. Los ejemplos más conocidos son el desarrollo de cáncer y las mutaciones genéticas [18].

Así todos los estudios que hagan uso de radiaciones ionizantes deben ser realizados con dosis conocidas y establecidas en protocolos tanto para la prescripción de la dosis, así como para el establecimiento de la dosimetría de referencia y de esta manera poder enfocarnos en la optimización de las dosis tanto como sea razonablemente posible sin perder la condición terapéutica, y manteniendo, a la vez, la dosis en los órganos sanos tan baja como sea posible, como lo indica el concepto ALARA (As Low As Reasonably Achievable) [18].

El ser humano con sus sentidos es incapaz de percibir las radiaciones ionizantes, de tal forma que, el mismo creó instrumentos para su correcta medición. En términos muy generales dentro del ambiente hospitalario su uso se acentúa en detectar los efectos de las radiaciones ionizantes sobre el cuerpo humano.

Un detector de radiación es aquel que funciona por los diferentes mecanismos de interacción de la materia con las radiaciones ionizantes basándose en fenómenos físicos producto de esta interacción para su correcta medición. Los principales fenómenos por los cuales se puede detectar la interacción de la radiación con la materia son los siguientes:

1. Los átomos del medio (el medio más común suele ser un gas) pueden crear cargas como consecuencia de la ionización de sus átomos que dan respuesta a la radiación que han recibido. La recolección de estas cargas puede generar corrientes eléctricas que luego son medidas.
2. Cuando los electrones son excitados pueden generar luminiscencia al pasar de estados energéticos superiores y su consecuente desexcitación. La medición de la intensidad de luz que se forma cuando se desexcita es la herramienta fundamental para la detección y medida correcta de la radiación.
3. Cuando se disocia la materia rompiendo los enlaces químicos por presencia de la radiación ionizante, se forman radicales libres; debido a este hecho se genera una gran reactividad química, con la cual se puede detectar la radiación generada.

2.11.2. Principales Detectores de Radiación

Existen diversos tipos de detectores de la radiación y su clasificación depende fundamentalmente de su principio de funcionamiento o su forma de utilización entre otras. Una clasificación adecuada de acuerdo a estos criterios puede ser [5]:

- **Principio físico - químico:**

1. Ionización gaseosa.
2. Centelleo.
3. Semiconductor.
4. Película radiográfica.
5. Termoluminiscencia [5]

- **Por procedimiento de medición:**

1. **Activos:** La lectura se realiza durante el fenómeno de irradiación.
2. **Pasivos:** La lectura se realiza después al evento de irradiación.

- **Por la tecnología utilizada**

1. **Directos:** La señal que será evidenciada se recolecta gracias a los portadores de carga que son producidos por la radiación ionizante. (Cámaras de ionización).
2. **Indirectos:** Le aprovecha la excitación, los niveles electrónicos presentes y otros factores para obtener la señal.

- **De acuerdo al uso que le damos a los detectores**

1. Dosimetría del haz de radiación.
2. Monitores de radiación.
3. Monitores de contaminación.
4. Dosímetros personales. [5]

Algunos de los detectores más utilizados en Radioterapia son las cámaras de ionización, debido a muchos factores, siendo la principal la eficiencia de la colección de carga que se produce por la ionización sin que aparezca recombinación o multiplicación importante, es decir que, ambos iones no son neutralizados.

Las cámaras de ionización son detectores de gas que suelen utilizarse en modo corriente, por lo tanto, son detectores activos, cuya tensión aplicada se ubica en la zona de saturación. En su interior se encuentra aire con una presión de 1 atm (atmósfera). Generalmente suelen ir de la mano con dispositivos de amplificación ya que la corriente de ionización que se produce es muy pequeña como para ser medida.

Este tipo detector es el más sencillo de todos los detectores de gas y se usa para la detección y medición de ciertos tipos de radiación ionizante como, por ejemplo: rayos X, rayos gamma y partículas beta. Su funcionamiento se basa en la ionización de un gas que se encuentra en su interior por parte de una partícula incidente, generándose pares de iones (positivos y negativos) que serán cuantificados en un cátodo y un ánodo por la acción de un campo eléctrico transversal a la dirección de movimiento de la partícula [19].

Conforme la partícula incidente atraviesa la cámara y el gas, va cediendo energía que posteriormente ayudará a la formación de los pares de iones anteriormente mencionados. La energía necesaria para generar estos pares de iones varía de acuerdo al gas de la cámara de ionización [19].

Se obtiene una carga resultante generada por los pares de iones creados dentro de la misma por la acción de la interacción dentro del gas con radiación incidente. Esta carga es colectada por electrodos; conocidos como: ánodo y cátodo. Los electrodos pueden tener una disposición de placas paralelas (cámara de ionización plano-paralela), o una disposición de cilindro con un alambre de ánodo interno ubicado coaxialmente (cámara de ionización cilíndrica).

Para esto se aplica un potencial entre los electrodos con el fin de crear un campo eléctrico en el interior de la cámara. Cuando el gas entre los electrodos es ionizado por la radiación incidente, se crean pares de iones (positivos y negativos), los iones resultantes se mueven hacia los electrodos de polaridad opuesta bajo la influencia del campo eléctrico. Esto genera una corriente de ionización entre los electrodos que se mide mediante un electrómetro. El electrómetro debe ser capaz de medir la corriente de salida, que será muy pequeña y es del orden de los femtoamperios a picoamperios, dependiendo del diseño de la cámara, dosis de radiación y voltaje aplicado.

Debido a que el número de pares de iones producidos es proporcional a la energía de la radiación incidente la corriente medida continuamente es proporcional a la tasa de dosis (energía depositada por unidad de tiempo) en la cámara de ionización [16].

2.11.3 La Teoría de la Cavidad de Bragg - Gray

La dosis absorbida es una de las magnitudes radiológicas más importantes dentro de radioterapia pues nos ayuda a entender y estimar el daño producido por la radiación sobre los tejidos expuestos a ella [20]. La dosis absorbida es la energía de radiación absorbida por unidad de masa de un material y se expresa en unidades de J/kg o Gy. Para un valor dado

de kerma en aire (exposición a radiación), la dosis absorbida depende del tipo de tejido que se somete a la radiación [21].

Específicamente la dosis absorbida, denotada como D , se define como [22]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

En donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía impartida por la radiación y dm es la masa del material expuesto a la radiación [22].

Definida la dosis absorbida podemos decir que la teoría de Bragg-Gray fue la primera teoría desarrollada para dar una relación entre la dosis absorbida en un detector y la dosis absorbida en el medio que contiene el mismo detector [11].

Esta teoría se utiliza en partículas no cargadas, como es el caso de los fotones, así como en partículas cargadas, como en los electrones que son de nuestro interés, y de ahí surge la necesidad de especificarla para cada tipo de fuente de radiación [12]:

a. Fotones

La teoría de Bragg Gray en el caso de los fotones relaciona la dosis absorbida en la cavidad de la cámara de ionización (generalmente aire a) con la dosis en el medio que rodea a la cámara de ionización, que en el caso de radioterapia siempre es el agua (w), a través del coeficiente de atenuación lineal másico agua - aire de la siguiente forma [22]:

$$D_w = D_a \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_a^w$$

En esta expresión D_w es la dosis absorbida en agua y D_a es la dosis absorbida en el aire de la cámara de ionización mientras que $\bar{\mu}_{en}/\rho$ es el coeficiente de atenuación lineal másico entre el medio y el aire de la cámara de ionización como ya lo mencionamos anteriormente y son valores que se pueden obtener de forma experimental.

Es importante mencionar que dos condiciones son necesarias: El tamaño de la cavidad debe ser lo suficientemente pequeña como para no interferir en la fluencia de partículas y la dosis absorbida depositada dentro de la cavidad depende en su totalidad del campo primario de radiación de manera que no existirá aporte a la dosis absorbida por parte de campos secundarios de fotones [12].

b. Electrones

En el caso de los electrones, que además son de nuestro interés particular, la dosis absorbida en el medio (agua) se relaciona con la dosis absorbida en la cavidad de la cámara de ionización (aire), mediante la razón de poder de frenado entre el medio y el aire de la cavidad [12]:

$$\frac{D_w}{D_a} = \bar{S}_a^w$$

Donde \bar{S}_a^w es la razón de poder de frenado agua - aire entre el agua del medio circundante y el aire de la cámara de ionización. En este caso es muy importante que el espesor de la cavidad de aire de la cámara de ionización sea pequeño en comparación con el rango de los electrones que inciden sobre ella de tal forma que la presencia de dicha cavidad no perturbe el haz primario de radiación y por otra parte que no existan fuentes de electrones en la cavidad para que la dosis absorbida sea en su totalidad debida a los electrones que la atraviesan [12].

En términos generales la teoría de la cavidad introducida por Bragg y complementada por Gray correlaciona la dosis absorbida en un medio sensible a la radiación (generalmente un gas como el aire) con la dosis absorbida en el medio (generalmente el agua en radioterapia) que la rodea bajo ciertas condiciones que son importantes recalcar:

1. La fluencia de partículas cargadas debe ser la misma tanto en la cavidad como en el medio que la rodea. Esta condición idealmente se consigue cuando se tiene equilibrio de partículas cargadas. La cavidad debe tener un pequeño volumen el cual estará rodeado por medio material y este debe ser de dimensiones significativamente menores al alcance de las partículas cargadas que atraviesan la interfaz entre los medios materiales. De manera que su presencia no produzca alteraciones en el campo de radiación, es decir, en la fluencia de partículas cargadas en el medio material.
2. La acumulación de energía en la cavidad se genera por partículas cargadas liberadas en el exterior de la cavidad. Dicho de otra manera, la dosis absorbida dentro de la cavidad se basa enteramente en las partículas cargadas que la atraviesan. Por lo tanto, la dosis absorbida en la cavidad es depositada solamente por las partículas cargadas que atraviesan dicha cavidad.

La consecuencia fundamental de estas restricciones, especialmente de la última, es que la fluencia de los electrones en la cavidad es la misma que la fluencia de equilibrio establecida en el medio en ausencia de ella. Adicionalmente, la presencia de la cavidad siempre causa algún grado de perturbación de la fluencia que requiere la introducción de un factor de corrección de perturbación [11]. Esta segunda condición de la teoría además implica que todos los electrones que depositan la dosis dentro de la cavidad sean producidos fuera de la cavidad y que todos crucen la misma. Por lo tanto, no hay producción de electrones secundarios ni son frenados dentro de la cavidad [11].

A pesar de las limitaciones y restricciones la teoría de la cavidad de Bragg - Gray, esta es suficiente para explicar el funcionamiento de manera satisfactoria de los detectores de radiación como las cámaras de ionización en el ámbito de la radioterapia lo que permite la cuantificación de la dosis de radiación prescrita a los pacientes.

2.11.4 Las Cámaras de Ionización dentro del Protocolo TRS398

La Cámara de Ionización Cilíndrica

Son cámaras en las que el gas contenido en el volumen sensible es aire con un tamaño que puede variar generalmente entre $0,1 \text{ cm}^3$ y 1 cm^3 . La longitud y el radio interno de la cámara no son superiores a los 25 mm y 3,5 mm, respectivamente. La pared suele ser de grafito o de un material plástico (PMMA, polimetil metacrilato) con un recubrimiento interno de grafito de forma que el espesor de la pared es menor de $0,1 \text{ g/cm}^2$. El electrodo central o colector, de 1 mm de diámetro, puede ser de grafito o aluminio. La diferencia de potencial entre ambos electrodos oscila entre 300 V y 400 V dependiendo del diseño, por lo que para que exista un buen aislamiento entre todos los elementos conductores y así evitar corrientes de fuga, se coloca un aislante (PTCFE, politrifluoroetileno). Las cámaras de pared de grafito presentan una mayor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con pared de plástico, aunque estas al ser más robustas, se prefieren para el trabajo diario. Es deseable que el material del electrodo central sea el mismo que el de las paredes; sin embargo, un electrodo colector de aluminio minimiza la dependencia respecto a la energía en la zona de rayos X de energía media.

Principalmente se utilizan en medidas de dosimetría de haces de fotones de energías medias y altas, así como en electrones de energías superiores a los 10 MeV (Figura 2.13).

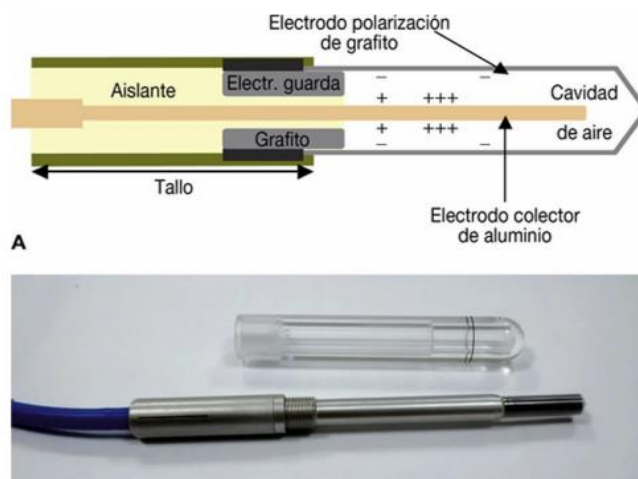


Figura 2.13: Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

La Cámara de Ionización Plano - Paralela

Son cámaras en forma de disco (cilindro de 1–2 cm de radio y 0,5 cm de altura de manera general) constituidas por dos electrodos paralelos. Uno de ellos se emplea como ventana de entrada (electrodo de polarización), y el otro como pared posterior (electrodo colector), situado a unos 2 mm de la ventana. Tanto la pared interna de la ventana de entrada como el electrodo colector suelen ser de grafito de modo que este último se asienta sobre un bloque de material plástico (poliestireno). El electrodo de guarda, en forma de anillo, situado a la altura del electrodo colector, tiene como fin evitar que el campo eléctrico se deforme en la periferia. El volumen de la cavidad limitado entre ambos es del orden de $0,01 \text{ cm}^3$ y $0,5 \text{ cm}^3$ y el espesor de la ventana por lo general suele ser de $0,1 \text{ g/cm}^2$.

La tensión de colección entre ambos electrodos es de unos 200 – 300 V (dependiendo del modelo de cámara y del fabricante), y no es conveniente sobrepasar este valor de polarización para evitar la deformación del electrodo que hace de ventana, ya que como antes se ha indicado su espesor por lo general es de sólo 1 mm. Se utiliza para haces de electrones de cualquier energía y su uso es obligatorio para electrones de energía media inferior a los 10 MeV (Figura 2.14).

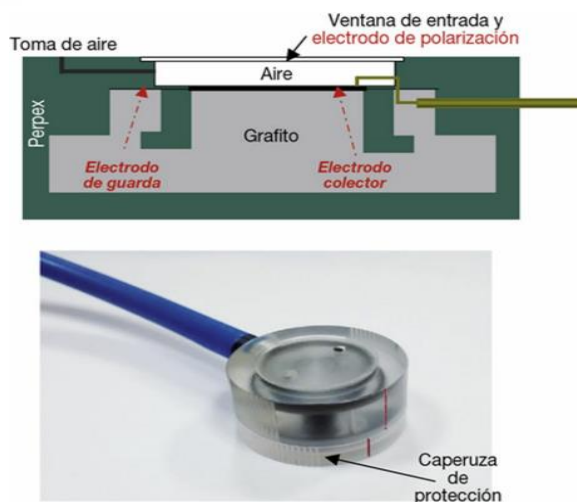


Figura 2.14: Cámara de ionización plano paralelo Markus Advanced

Fuente: Elementos de radiofísica- ELSEVIER [5]

El equipo adicional de dosimetría

Aparte las cámaras de ionización para la dosimetría de referencia en el protocolo TRS398 se requiere equipo dosimétrico adicional como un electrómetro que pueda recolectar la carga de las cámaras de ionización cuando estas son irradiadas. También es fundamental un barómetro que permita la lectura de la presión barométrica en sitio, así como un termómetro. Esto permitirá equiparar las condiciones ambientales a las cuales las cámaras de ionización fueron calibradas en el laboratorio dosimétrico de calibración secundaria con las condiciones ambientales del usuario final en el laboratorio al ser las cámaras de ionización abiertas al ambiente. Finalmente se requiere un maniquí de agua en el cual se puedan realizar las medidas con las cámaras de ionización.

Este maniquí debe tener la capacidad de alojar las diferentes cámaras de ionización y debe tener unas medidas mínimas que garanticen la dispersión de los haces de radiación utilizados en la dosimetría de referencia. Generalmente suele ser necesario que el maniquí tenga unas dimensiones de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$. Los maniqués de agua actuales están motorizados y su paso es controlado de forma automática mediante software con una precisión de 0,1 mm en las tres direcciones (x, y, z) de forma que se pueden tener medidas volumétricas con precisión. Con este mecanismo entonces es factible realizar tanto la dosimetría relativa (perfiles de dosis, porcentajes de dosis en profundidad (PDD)) así como la dosimetría absoluta de referencia.

Finalmente, el sistema de dosimetría es controlado mediante un software que administra la cadena dosimétrica cámara de ionización - electrómetro - maniquí de agua y que permite optimizar las medidas ya sea de dosimetría relativa o absoluta.

2.12 La Dosimetría de Haces de Electrones en el Protocolo TRS398

El protocolo TRS398 [1] establece diferentes cámaras de ionización para la dosimetría absoluta de los haces de electrones. El uso de las diferentes cámaras de ionización está supeditado al índice de calidad de los haces de electrones en el protocolo TRS398, es decir, el R_{50} . Como lo mencionamos anteriormente el R_{50} es la profundidad a la cual el haz de electrones alcanza el 50% del valor de dosis máxima y al ser un índice de calidad se entiende que es un valor único para cada energía y que además debe mantenerse en el tiempo.

Para obtener el índice de calidad del haz de acuerdo al protocolo TRS398 [1] existen varias condiciones que se deben cumplir. El tamaño del campo en la superficie del maniquí debe ser al menos $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para índices de calidad $\leq 7 \text{ cm}$ medidos en agua. Esta es una de las razones para utilizar el aplicador de electrones de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para la dosimetría absoluta de electrones ya que valores de $R_{50} > 7 \text{ cm}$ se encuentran exclusivamente en las energías muy altas e incluso en estas energías altas es posible utilizar un campo de referencia correspondiente al aplicador de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ pues la variación del R_{50} comparado con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ es menor a $0,1 \text{ cm}$ medido en agua como sugiere el protocolo. Así es perfectamente válido para todo el rango de energías de electrones del acelerador lineal utilizar el aplicador de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para medir el índice de calidad a través del porcentaje de dosis en profundidad PDD.

Una nota aclaratoria respecto a las unidades del índice de calidad de los haces de electrones del protocolo TRS398 es necesario mencionar. Las unidades de profundidad aparecen como g/cm^2 en términos generales ya que se refieren a cualquier medio como por ejemplo el agua sólida utilizada en los controles de calidad diarios de los aceleradores lineales. Sin embargo, en este trabajo al referirnos a la dosimetría absoluta de referencia el medio utilizado siempre es el agua en cuyo caso las unidades generales se deben dividir para la densidad del agua, es decir, para 1 g/cm^3 , con lo cual obtenemos $\frac{\frac{1\text{g}}{\text{cm}^2}}{\frac{1\text{g}}{\text{cm}^3}}$. Así nuestro índice de calidad R_{50} lo expresaremos en adelante en cm.

Medido el porcentaje de dosis en profundidad y obtenido el índice de calidad de los haces de electrones del acelerador lineal el protocolo TRS398 establece el modelo de cámara de ionización de acuerdo al valor numérico del índice de calidad de la siguiente manera: para índices de calidad < 4 es mandatorio utilizar una cámara plano paralela mientras que si el índice de calidad es ≥ 4 se puede utilizar tanto una cámara plano paralela, así como una cámara cilíndrica. El medio para la dosimetría absoluta siempre es el agua, aunque es posible trabajar en otros medios cuando no está disponible un maniquí motorizado de agua. Estas condiciones de medida del protocolo TRS398 se puede ver reflejadas en la siguiente Figura 2.15:

CUADRO 16. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACION DE LA CALIDAD DEL HAZ DE ELECTRONES (R_{50})

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de dicha ventana Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en el punto de interés. Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profundo que el punto de interés
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	Para $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ Para $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}^a$

^a Se puede usar un tamaño de campo menor de $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ siempre que R_{50} no varíe más de $0,1 \text{ g/cm}^2$ respecto al valor medido para el campo de $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$.

Figura 2.15: Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz

Fuente: IAEA TRS-398 [1]

Donde ubicar la cámara de ionización, una vez elegida esta, es el siguiente paso y el protocolo TRS398 nos da la respuesta. Esta debe colocarse a la siguiente profundidad, conocida como profundidad de referencia Z_{ref} :

$$Z_{\text{ref}} = 0,6 R_{50} - 0,1 \text{ [cm]}$$

Conocida la profundidad de medida de la cámara de ionización esta debe ser colocada dentro del maniquí de agua teniendo en cuenta el diseño geométrico de las mismas. Las cámaras plano paralelas deben ser colocadas de manera general directamente en Z_{ref} mientras que las cámaras de ionización cilíndricas deben ser colocadas $0,5 r_{cyl}$ más profundo que Z_{ref} donde r_{cyl} es el radio interno de la cámara de ionización cilíndrica. En la actualidad existe hardware que coloca de forma directa la cámara de ionización independientemente del tipo que sean en el punto efectivo de medida. Estas condiciones generales de medida para la dosimetría absoluta de los haces de electrones se pueden resumir en la Figura 2.16:

CUADRO 17. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACION DE DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE ELECTRONES

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Profundidad de medida z_{ref}	$0,6 R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en z_{ref} Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{cyl}$ más profundo que z_{ref}
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm × 10 cm o el que se use para la normalización de los factores de campo, el que sea mayor

Figura 2.16: Condiciones de referencia para dosis absorbida

Fuente: IAEA TRS-398 [1]

Obtenido con estas condiciones de medida los valores de carga a través de las cámaras de ionización, valores que llamaremos M_Q , debemos recordar que estas medidas deben ser a unas condiciones de referencia de presión y temperatura para tener en cuenta que la cámara de ionización utilizada fue calibrada a unas condiciones de presión y temperatura del laboratorio diferentes. Estas condiciones ambientales diferentes se pueden tener en cuenta mediante el factor $k_{T,P}$ que se calcula de la siguiente manera:

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

La cámara de ionización tiene un factor de calibración, N_{D,W,Q_0} , obtenido en un laboratorio secundario de calibración dosimétrico en un haz que generalmente es diferente al haz del usuario y que por norma suele ser un haz de Co^{60} para la mayoría de laboratorios. El hecho de que el haz de calibración sea diferente al haz del usuario hace necesario la utilización de un factor de corrección provisto por el protocolo. Este factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz entre el laboratorio y el usuario se denota por k_{Q,Q_0} . En esta nomenclatura es evidente que la calidad del haz del usuario es Q y la del laboratorio es Q_0 . Los valores de k_{Q,Q_0} del protocolo TRS398 [1] se presentan en la siguiente Figura 2.17 para las diferentes cámaras de ionización para haces de electrones.

CUADRO 18. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE ELECTRONES, PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de poderes de frenado y factores de perturbación, según el Apéndice II)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz R_{50} (g/cm ²)																
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0	13,0	16,0	20,0
<i>Cámaras plano-paralelas</i>																	
Atix RMI 449	0,953	0,943	0,932	0,925	0,919	0,913	0,908	0,904	0,900	0,896	0,893	0,886	0,881	0,871	0,859	0,849	0,837
Capintec PS-033	—	—	0,921	0,920	0,919	0,918	0,917	0,916	0,915	0,913	0,912	0,908	0,905	0,898	0,887	0,877	0,866
Exradin P11	0,958	0,948	0,937	0,930	0,923	0,918	0,913	0,908	0,904	0,901	0,897	0,891	0,885	0,875	0,863	0,853	0,841
Holt (Memorial)	0,971	0,961	0,950	0,942	0,936	0,931	0,926	0,921	0,917	0,913	0,910	0,903	0,897	0,887	0,875	0,865	0,853
NACP Calcam	0,952	0,942	0,931	0,924	0,918	0,912	0,908	0,903	0,899	0,895	0,892	0,886	0,880	0,870	0,858	0,848	0,836
Markus	—	—	0,925	0,920	0,916	0,913	0,910	0,907	0,904	0,901	0,899	0,894	0,889	0,881	0,870	0,860	0,849
Roos	0,965	0,955	0,944	0,937	0,931	0,925	0,920	0,916	0,912	0,908	0,904	0,898	0,892	0,882	0,870	0,860	0,848
<i>Cámaras cilíndricas</i>																	
Capintec PR06C (Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,911	0,909	0,906	0,904	0,899	0,891	0,884	0,874
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,914	0,913	0,913	0,913	0,912	0,911	0,910	0,908	0,903	0,897	0,888
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,882	0,881	0,881	0,881	0,880	0,879	0,878	0,876	0,871	0,865	0,857
Exradin A12 (Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,921	0,919	0,918	0,916	0,914	0,911	0,909	0,903	0,896	0,888	0,878
NE 2571 (Guarded Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,918	0,916	0,915	0,913	0,911	0,909	0,906	0,901	0,893	0,886	0,876

CUADRO 18. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE ELECTRONES, PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} (cont.) (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de poderes de frenado y factores de perturbación, según el Apéndice II)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz R_{50} (g/cm ²)																
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0	13,0	16,0	20,0
NE 2581 (Robust Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,896	0,894	0,893	0,890	0,888	0,882	0,875	0,868	0,859
PTW 30001/30010 (Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,911	0,909	0,907	0,905	0,904	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,868
PTW 30002/30011 (Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,910	0,909	0,906	0,903	0,897	0,890	0,882	0,873
PTW 30004/30012 (Farrner)	—	—	—	—	—	—	0,920	0,918	0,916	0,915	0,913	0,910	0,907	0,902	0,894	0,887	0,877
PTW 31002/31005 (flexible)	—	—	—	—	—	—	0,912	0,910	0,908	0,906	0,905	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,867
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	0,910	0,908	0,906	0,903	0,902	0,898	0,895	0,888	0,880	0,872	0,862
Victoreen30-351	—	—	—	—	—	—	0,906	0,904	0,902	0,901	0,899	0,896	0,893	0,888	0,880	0,873	0,864
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,897	0,896	0,895	0,893	0,891	0,888	0,881	0,875	0,866

^a Algunas de las cámaras mostradas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

Figura 2.17: Valores de KQ para haces de electrones

Fuente: IAEA TRS398 [1]

La cadena dosimétrica del protocolo TRS398 queda así establecida de la siguiente manera para la dosis absorbida en agua $D_{w,Q}$ para el haz de radiación Q:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{T,P}$$

Se sobreentiende que Q_0 es el haz de referencia de calibración del laboratorio y salvo que se diga lo contrario es el haz de Co^{60} que generalmente suele evitarse escribir en las ecuaciones.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_Q k_{T,P}$$

2.13 El Protocolo TRS398 Modificado

El protocolo de dosimetría TRS398 establece la obligatoriedad del uso de cámaras de ionización plano paralelas para bajas energías de haces de electrones en aceleradores lineales de uso médico entre otras razones debido a la inestabilidad de las cámaras de ionización cilíndricas entendiéndose bajas energías a las que tiene un calificador de haz $R_{50} < 4$ cm [1].

El problema de establecer una dosimetría de referencia con una cámara cilíndrica en primer lugar es superar la inestabilidad de este tipo de cámaras a bajas energías de haces de electrones no obstante el trabajo de Muir et al. [3] muestra que la inestabilidad esta dentro de parámetros que se pueden asumir en el protocolo de dosimetría [1].

El segundo problema subyacente es que no existen factores de corrección k_Q para las cámaras cilíndricas en haces de electrones, pero especialmente para haces de electrones de bajas energías. Nuevamente el trabajo de Muir et al. [3] utilizando métodos Monte Carlo evalúa para una serie de cámaras de ionización cilíndricas los factores de corrección k_Q para diferentes haces clínicos de electrones obtenidos mediante modelización de aceleradores lineales de uso médico.

Estos nuevos factores de corrección así obtenidos, y llamados k'_Q , para diferentes valores de R_{50} que se corresponden con los valores de los haces clínicos de los acelerados lineales del estudio son ajustados de acuerdo al modelo de regresión:

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

Donde los parámetros de ajuste a , b y c están perfectamente definidos para cada una de las cámaras cilíndricas del estudio y R_{50} es el índice calificador del haz [3].

Esto permite obtener para una determinada cámara de ionización el valor de k'_Q para cualquier valor de R_{50} que sea de interés.

El haber comprobado por una parte que las cámaras de ionización cilíndricas son estables en todos los rangos de energía y el disponer de los factores de corrección k'_Q para los haces de electrones permite plantear una modificación al protocolo de dosimetría TRS398 para la dosimetría de referencia de haces electrones utilizando cámaras de ionización cilíndricas [3, 4]. Se debe entender una modificación al protocolo TRS398 en este sentido y no es una modificación menor.

Así la nueva cadena dosimétrica para los haces de electrones se plantea como [4]:

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q k'_Q K_{Q,ecal} N_{D,w}$$

Se enfatiza que las medidas deben ser hechas en Z_{ref} como es usual en el protocolo convencional TRS398 y se sobreentiende además que las cámaras de ionización están calibradas en un laboratorio de calibración dosimétrica secundario en un haz de Co^{60} . El pasar de la calidad del haz de Co^{60} , que son fotones (rayos gamma específicamente), a la calidad del haz del usuario Q , que son electrones, implica un cambio de no solo el valor de energía sino también de la modalidad de energía. Para tomar en cuenta este cambio de un haz de fotones a un haz de electrones se introduce el factor $k_{Q,ecal}$. Este factor de conversión fotón - electrón, $k_{Q,ecal}$, es un valor determinado para cada cámara de ionización y su respectivo factor de calibración $N_{D,w}$ y generalmente está normalizado para un valor de $R_{50} = 7,5$ cm [1, 2]. El valor de $k_{Q,ecal}$ para diferentes cámaras de ionización cilíndricas están disponibles en el estudio de Muir et al. [3].

Una nota final aclaratoria es necesaria. Si la profundidad de referencia, Z_{ref} , no coincide con el valor de dosis máxima, y esto generalmente ocurre con las energías medias y altas, entonces la dosis en el punto de dosis máxima se obtiene mediante una normalización utilizando el porcentaje de dosis en profundidad PDD.

La metodología propuesta para este trabajo prospectivo, puesto que el acelerador lineal marca VARIAN modelo TRUEBEAM número de serie H192678 del Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca esta calibrado en su dosimetría de referencia para sus haces de electrones, es utilizar el protocolo TRS398 del Organismo Internacional de Energía Atómica con una cámara de ionización plano paralela de PTW modelo Advanced Markus tipo 34045

calibrada en agua en un haz de ^{60}Co y realizar la dosimetría de referencia de los haces de electrones de 06, 09, 12, 15 y 18 MeV .

Obtenidos los valores de dosis absoluta en el punto de dosis máxima para cada energía se procederá al cálculo de la dosis mediante la cadena dosimétrica del protocolo TRS398 modificado con la cámara de ionización cilíndrica de PTW semiflex tipo 31013 calibrada en agua en un haz de Co^{60} y utilizando los parámetros obtenidos en el estudio de Muir et al. [3]. Los valores así obtenidos mediante los dos protocolos son comparados estadísticamente para verificar la tesis de este trabajo de investigación.

Capítulo III

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Establecer la calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS398 modificado, en el instituto del cáncer SOLCA Núcleo Cuenca, periodo agosto 2022 – diciembre 2022.

3.2 Objetivos Específicos

- Calcular la dosis de salida absoluta (output) que relaciona la dosis absorbida con las unidades monitor (UM) en el acelerador lineal VARIAN modelo TRUEBEAM serie número 2678 para las energías de 06, 09, 12, 15 y 18 MeV.
- Identificar la dosis para bajas energías mediante el uso de la cámara de ionización cilíndrica del laboratorio alemán PTW modelo 31013 utilizando el protocolo TRS398 modificado.
- Comparar los resultados obtenidos mediante la cámara de ionización plano-paralela de referencia para haces de electrones de PTW modelo 34045 con los datos adquiridos es el estudio descriptivo.

3.3 Hipótesis

Utilizar el planteamiento de Pawiro et al. [4] sobre el protocolo TRS398 [1] del Organismo Internacional de Energía Atómica para estudiar la viabilidad de realizar la dosimetría de referencia de haces de electrones, especialmente de baja energía, mediante el uso de cámaras de ionización cilíndricas como la cámara PTW 31013.

Capítulo IV

4. Diseño del estudio

4.1 Tipo de Estudio

Se realizó un estudio descriptivo prospectivo en el que se estableció la comparación de los datos inspirados en el protocolo TRS 398 modificado propuesto en primera instancia por Pawiro et al [4], con el protocolo TRS 398 estándar de la IAEA.

4.2 Área de Estudio

El presente estudio se llevó a cabo en Ecuador, provincia del Azuay, ciudad de Cuenca en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo Cuenca, ubicado en la Avenida del Paraíso y Agustín Landívar. Se tomaron los datos obtenidos mediante las mediciones correspondientes llevadas a cabo por las investigadoras junto con el personal del departamento de Física Médica y Protección Radiológica en el acelerador lineal VARIAN modelo TRUE BEAM.

4.3 Universo y Muestra

Estuvo conformado por los datos obtenidos de las mediciones correspondientes llevadas a cabo por las investigadoras junto con el personal del departamento de Física Médica y Protección Radiológica a partir de las energías emitidas por el acelerador lineal VARIAN modelo TRUE BEAM, mismas que se incluyen en un conjunto de bajas energías de uso clínico tales como: 6, 9, 12, 15 y 18 MeV.

4.4 Criterios de Inclusión y Exclusión

4.4.1 Criterios de Inclusión

Todos los valores medidos se tomaron en cuenta para satisfacer las necesidades de la hipótesis planteada que determina si el uso de las cámaras cilíndricas produce resultados aceptables para realizar una calibración dosimétrica en haces de electrones de bajas energías

4.4.2 Criterios de Exclusión

No fue necesario excluir ningún resultado calculado.

4.5 Variables de Estudio

Las variables utilizadas en el presente estudio son las siguientes:

- Presión barométrica.
- Temperatura ambiental.
- Dosis en el punto máximo, D_{max} .
- R_{50}
- Z_{ref}
- PDD Z_{ref}
- k_Q
- Carga, Q
- Factor de salida, Output.
- Factor de calibración, N_{D,w,Q_0}
- Energías de electrones

4.6 Procedimientos para la Recolección de la Información

En esta investigación que es de carácter prospectivo se emplearon hojas de registro para los datos del Organismo Internacional de Energía Atómica para la dosimetría de referencia de haces de electrones (**Anexo A**), también se utilizó el software de PTW tanto para las cámaras de ionización, así como para el maniquí de agua con sus formatos de resultados. También se dispuso del acelerador lineal con su software respectivo y sus formatos de datos particulares propios del sistema

4.7 Métodos, Técnicas e Instrumentos

4.7.1 Métodos y Modelos de Análisis de los Datos según el Tipo de Variables

Para identificar la presión de cada uno de los haces de electrones, se usó un barómetro Princo Southampton, Pa NOVATM de 1080 MB.

Del mismo modo, para determinar las condiciones de temperatura de cada uno de los haces de electrones se utilizó un termómetro de Mercurio con una décima de precisión, de 76mm/mm Sama CP 40 Miller-Weber of Texas USA 5A- 508.

En cuanto al cálculo de la dosis máxima para cada haz de energía se despejó la fórmula de la dosis absorbida en agua, misma que tiene valor fundamental para la creación de datos estadísticos que comprueben la hipótesis previamente planteada.

$$D_w = M \times k_Q \times N_{D, w, Co^{60}}$$

Donde:

- D_w es la dosis absorbida en agua
- M es la lectura de la carga de la cámara de ionización corregida por los factores de influencia.
- k_Q es el factor de conversión de la calidad del haz.
- N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración de la cámara de ionización en un haz de Co^{60}

Para identificar el resto de variables dependientes se empleó el uso de un software específico de calibración dosimétrica denominado Mephysto mc^2 .

En consecuencia, las variables de esta investigación contemplan varios aspectos importantes que engloban la calibración dosimétrica como una unidad funcional, mismos que hacen hincapié en ser de carácter cuantitativo, de tal forma que, el objetivo principal se estableció a partir del protocolo TRS398 modificado utilizando una cámara cilíndrica para demostrar que los resultados son equiparables con el protocolo estándar.

4.8 Programas a Utilizar para el Análisis de Datos

Los programas utilizados en esta investigación incluyen:

- Software Mephysto mc^2 de PTW para la dosimetría de referencia de los haces de electrones utilizando cámaras de ionización cilíndricas y plano paralelas también de PTW.
- Software del acelerador lineal VARIAN del modelo TRUE BEAM versión 2.7.
- Software Excel para realizar cálculos y formularios.
- Software wgnuplot para gráficos.

4.9 Plan de Tabulación y Análisis

En la presente documentación que tiene como finalidad comprobar datos alcanzados durante la investigación sirvieron en un marco que garantizó la obtención de la dosis en las dos condiciones ya mencionadas con las cámaras de ionización tanto plano-paralela como cilíndrica tomando en cuenta factores como la presión, temperatura y las diferentes cargas eléctricas recolectadas de los haces de electrones consideradas como bajas energías y que son de uso clínico. También es importante mencionar que se usaron softwares específicos identificados en la sección de programas a utilizar para el análisis de los datos.

Capítulo V

5. Resultados

5.1 Cálculos para el Protocolo Estándar TRS398

El procedimiento para establecer la dosimetría de referencia fue descrito anteriormente. Aquí se muestran los cálculos detallados para todas las energías de haces de electrones del acelerador lineal VARIAN modelo TRUEBEAM número de serie H192678 siguiendo el protocolo estándar TRS398 [1] y utilizando la cámara de ionización plano-paralela PTW34045.

Nomenclatura y Descripción General

1. **P:** presión.
2. **T:** temperatura.
3. **D_{max}:** dosis máxima.
4. **Z_{ref}:** profundidad del punto de referencia.
5. **PDD_{Zref%}:** porcentaje de dosis en profundidad del punto de referencia.
6. **Q:** carga
7. **N_{D,w,Qo}:** factor de calibración.
8. **Output:** dosis absorbida.

Electron Beam Quality R [g/cm ²]	PTW 23343 Markus	PTW 34045 Advanced Markus	PTW 34001 Roos	PTW 30001/30010 Farmer	PTW 30002/30011 Farmer	PTW 30004/30012 Farmer	PTW 30006/30013 Farmer	PTW 31002/31010 0.125 cm ³ Semiflex	PTW 31003/31013 0.3 cm ³ Semiflex
1.0	-	0.966	0.965	-	-	-	-	-	-
1.4	-	0.956	0.955	-	-	-	-	-	-
2.0	0.925	0.945	0.944	-	-	-	-	-	-
2.5	0.920	0.938	0.937	-	-	-	-	-	-
3.0	0.916	0.932	0.931	-	-	-	-	-	-
3.5	0.913	0.926	0.925	-	-	-	-	-	-
4.0	0.910	0.921	0.920	0.911	0.916	0.920	0.911	0.912	0.912
4.5	0.907	0.917	0.916	0.909	0.914	0.918	0.909	0.910	0.910
5.0	0.904	0.912	0.912	0.907	0.912	0.916	0.907	0.908	0.908
5.5	0.901	0.909	0.908	0.905	0.910	0.915	0.906	0.906	0.906
6.0	0.899	0.905	0.904	0.904	0.909	0.913	0.904	0.905	0.905
7.0	0.894	0.899	0.898	0.901	0.906	0.910	0.901	0.901	0.901
8.0	0.889	0.893	0.892	0.898	0.903	0.907	0.898	0.898	0.898
10.0	0.881	0.883	0.882	0.883	0.897	0.902	0.893	0.893	0.893
13.0	0.870	0.871	0.870	0.885	0.890	0.894	0.885	0.885	0.885
16.0	0.860	0.861	0.860	0.877	0.882	0.887	0.878	0.877	0.877
20.0	0.849	0.849	0.848	0.868	0.873	0.877	0.868	0.867	0.867

Figura 5.1: Valores de kQ para varias cámaras de ionización de PTW

Fuente: IAEA [1]

Protocolo TRS398

1. Energía de 06 MeV

Energía 06 MeV				
<i>P</i> (mba)	<i>T</i> (°C)	<i>D</i> _{max} (cm)	<i>R</i> ₅₀ (cm)	<i>Z</i> _{ref} (cm)
758,34	20,7	1,4	2,438	1,4
<i>PDDZ</i> _{ref} (%)	<i>K</i> _Q (<i>R</i> ₅₀)	Carga <i>Q</i> (nC)	<i>N_{D,W,Qo}</i>	Output (cGy/UM)
100	0,939	0,5655	1,401 Gy/nC	0,996

Tabla 5.1: Variables para 6 MeV

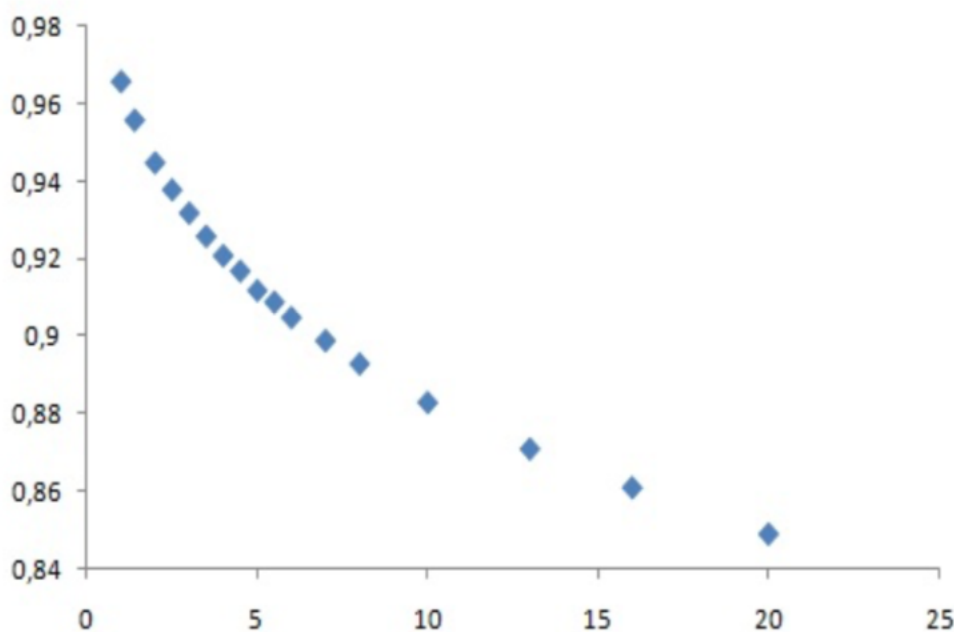


Figura 5.2: Valores de *k*_Q en función de *R*₅₀ obtenidos del fabricante PTW

Fuente: Programa Wgnuplot

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 2,438 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 1,4(cm)$$

$D_{max} = 1,4 \text{ cm}$
 $R_{50} = 2,438 \text{ cm}$
 $PDD_{Zref} = 100\%$
 $SSD = 100 \text{ cm}$

Aplicador = $15 \times 15 \text{ cm}^2$

$$D_{w,Q(zref)} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$L1 = 0,5655 \text{ nC}$

$L2 = 0,5655 \text{ nC}$

$L3 = 0,5655 \text{ nC}$

$L_{promedio} = 0,5655 \text{ nC}$

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

$T = 20,7 \text{ }^\circ\text{C}$

$T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$

$P = 758,34 \text{ mbar}$

$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m(x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (2;0,945) y (2,5;0,938). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,938 - 0,945}{2,5 - 2} = 0,014$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 06 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una

interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (2,438; x) y (2,5;0,938). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1) - y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$-y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = 0,014 \times (2,500 - 2,438) + 0,938$$

$$y_1 = 0,939 \text{ Con lo cual el valor de: } k_{Q,Q_0} = 0,939$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w en dos pasos:

$$\begin{aligned} M_{06\text{MeV}} &= L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \times k_{pol} \\ &= 0,5655 \text{ nC} \times 1,3302 \times 1,0126 \\ &= 0,7617 \text{ nC} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_{w,06\text{MeV}(z_{ref})} &= M_{06\text{MeV}} \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w} \\ &= 0,7617 \times 0,939 \times 1,401 \times \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \\ &= 1,002 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,06\text{MeV}(z_{ref})} = 1,002 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima d_{max} entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,06\text{ MeV}}(d_{max}) \frac{1,002 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{1,002 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000} = 1,002 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Aquí, para la energía baja de 06 MeV, fue importante considerar el factor de corrección por efecto de la polaridad en la cámara de ionización plano-paralela, k_{pol} . El factor de corrección k_{pol} es importante únicamente para esta energía puesto que para las otras energías su influencia resulta menor al 0,3% en términos generales y no afecta al valor de dosis calculada D_w . Por esta razón para el resto de energías y esta cámara de ionización plano - paralela el valor de k_{pol} se considerará igual $k_{pol} = 1$. Se debe recordar que el valor de k_{pol} corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara [1].

Como se puede observar a continuación el porcentaje de desviación respecto del valor teórico de 1cGy/UM es menor que el 1% y se puede considerar calibrado el haz de radiación (dosimetría de referencia). Esto es importante mencionar porque la desviación porcentual respecto del TRS398 modificado será con la dosimetría de referencia establecida mediante el protocolo TRS398, es decir la diferencia para la validez del método modificado, se calculará respecto de la dosimetría de referencia establecida de 1cGy/UM.

$$\% \Delta = \frac{1,002 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 0,200\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, 1cGy=1UM.

2. Energía de 09 MeV

Energía 09 MeV				
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>Dmax (cm)</i>	<i>R50 (cm)</i>	<i>Zref (cm)</i>
758,34	20,7	2,1	3,654	2,1
<i>PDDZref (%)</i>	<i>KQ (R50)</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>ND, W, Qo</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>
100	0,939	0,578	1,401 Gy/nC	0,995

Tabla 5.2: Variables para 9 MeV

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 3,654 - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 2,1(\text{cm})$$

$$D_{max} = 2,1\text{cm}$$

$$R_{50} = 3,654\text{cm}$$

$$PDD_{Z_{ref}} = 100\%$$

$$SSD = 100\text{ cm}$$

$$\text{Aplicador} = 15 \times 15\text{cm}^2$$

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$$L_1 = 0,578\text{nC}$$

$$L_2 = 0,578\text{nC}$$

$$L_3 = 0,578\text{nC}$$

$$L_{promedio} = 0,578\text{nC}$$

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

$$T = 20,7\text{ }^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22\text{ }^\circ\text{C}$$

$$P = 758,34\text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25\text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22) 758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m(x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (3,5;0,926) y (4;0,921). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,921 - 0,926}{4 - 3,5} = -0,01$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 09 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (3,654; x) y (3,5;0,926). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m(x_2 - x_1)$$

$$-y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = 0,001 \times (3,5 - 3,654) + 0,928$$

$$y_1 = 0,924 \text{ Con lo cual el valor de: } k_{Q,Q_0} = 0,924$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$k_{pol} = 1$$

$$M_{09\text{MeV}} = L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \times k_{pol}$$

$$= 0,578 \text{ nC} \times 1,3302 \times 1,0126$$

$$= 0,7785 \text{ nC}$$

$$D_{w,09\text{MeV}(z_{ref})} = M_{09\text{MeV}} \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

$$= 0,7785 \times 0,924 \times 1,401 \times \frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$$

$$= 1,007 \text{ Gy}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,09\text{MeV}(z_{ref})} = 1,007 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

$$D_{W,09\text{ MeV}}(d_{max}) \frac{1,007 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{1,007 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000} = 1,007 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,007 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 0,700\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, $1\text{cGy}=1\text{UM}$.

3. Energía de 12 MeV

Energía 12 MeV				
<i>P</i> (mba)	<i>T</i> (°C)	<i>D</i> _{max} (cm)	<i>R</i> ₅₀ (cm)	<i>Z</i> _{ref} (cm)
758,34	20,7	2,9	5,082	2,9
PDD _{Zref} (%)	<i>K</i> _Q (<i>R</i> ₅₀)	Carga <i>Q</i> (nC)	<i>N</i> _{<i>D</i>,<i>W</i>,<i>Q</i>₀}	Output (cGy/UM)
100	0,924	0,5865	1,401 Gy/nC	1,009

Tabla 5.3: Variables para 12 MeV

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 5,082 - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 2,9(\text{cm})$$

$$D_{max} = 2,9\text{cm}$$

$$R_{50} = 5,082\text{cm}$$

$$PDD_{Zref} = 100\%$$

$$SSD = 100\text{ cm Aplicador} = 15 \times 15\text{cm}^2$$

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$$L1 = 0,5865\text{nC}$$

$$L2 = 0,5865nC$$

$$L3 = 0,5865nC$$

$$L_{promedio} = 0,5865nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 758,34 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (5;0,912) y (5,5;0,909). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,909 - 0,912}{5,5 - 5} = -6 \times 10^{-3}$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 09 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (5,082; x) y (5;0,912). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

$$-y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = -6 \times 10^{-3} \times (5 - 5,082) + 0,912$$

$y_1 = 0,912$ Con lo cual el valor de: $k_{Q,Q_0} = 0,912$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$k_{pol} = 1$$

$$\begin{aligned} M_{12\text{MeV}} &= L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \times k_{pol} \\ &= 0,5865 \text{ nC} \times 1,3302 \times 1,0126 \\ &= 0,7900 \text{ nC} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_{w,12\text{MeV}(z_{ref})} &= M_{12\text{MeV}} \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w} \\ &= 0,7900 \times 0,912 \times 1,401 \times \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \\ &= 1,009 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 *UM* del acelerador lineal, es decir:

$$\begin{aligned} D_{w,12\text{MeV}(z_{ref})} &= 1,009 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} \\ D_{W,12 \text{ MeV}}(d_{max}) \frac{1,009 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} &= \frac{1,009 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000} = 1,009 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} \end{aligned}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,009 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 0,900\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, $1 \text{ cGy} = 1 \text{ UM}$.

4. Energía de 15 MeV

Energía 15 MeV				
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>D_{max} (cm)</i>	<i>R₅₀ (cm)</i>	<i>Z_{ref} (cm)</i>
758,34	20,7	2,8	6,377	3,7
<i>PDD_{Zref} (%)</i>	<i>K_Q (R₅₀)</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>N_{D, W, Q₀}</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>
99,4	0,903	0,5855	1,401 Gy/nC	1,003

Tabla 5.4: Variables para 15 MeV

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1 (cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 6,377 - 0,1 (cm)$$

$$Z_{ref} = 3,7 (cm)$$

$$D_{max} = 2,8 cm$$

$$R_{50} = 6,377 cm$$

$$PDD_{Zref} = 99,4\%$$

$$SSD = 100 cm$$

$$Aplicador = 15 \times 15 cm^2$$

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$$L_1 = 0,5850 nC$$

$$L_2 = 0,5855 nC$$

$$L_3 = 0,5860 nC$$

$$L_{promedio} = 0,5855 nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ C$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ C$$

$$P = 758,34 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (6;0,905) y (7;0,899). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,899 - 0,905}{7 - 6} = -6 \times 10^{-3}$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 09 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (6,377; x) y (6;0,905). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

$$-y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = -6 \times 10^{-3} \times (6 - 6,377) + 0,905$$

$$y_1 = 0,903 \text{ Con lo cual el valor de: } k_{Q,Q_0} = 0,903$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$k_{pol} = 1$$

$$M_{15\text{MeV}} = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$$

$$=0,5855nC \times 1,3302 \times 1,0126$$

$$=0,7886nC$$

$$D_{w,15MeV(Zref)} = M_{15MeV} \times k_{Q,Q0} \times N_{D,w}$$

$$=0,7886 \times 0,903 \times 1,401 \times \frac{Gy}{nC}$$

$$=0,9977Gy$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,15MeV(Zref)} = 0,9977 \frac{cGy}{UM}$$

$$D_{W,15 MeV} (d_{max}) \frac{0,9977 \frac{cGy}{UM}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{0,9977 \frac{cGy}{UM}}{1,000} = 1,003 \frac{cGy}{UM}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,003 \frac{cGy}{UM} - 1,000 \frac{cGy}{UM}}{1,000 \frac{cGy}{UM}} \times 100,000 = 0,300\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, 1cGy = 1UM.

5. Energía de 18 MeV

Energía 18 MeV				
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>Dmax (cm)</i>	<i>R50 (cm)</i>	<i>Zref (cm)</i>
758,34	20,7	2,3	7,624	4,5
<i>PDDZref (%)</i>	<i>KQ (R50)</i>	Carga Q (nC)	<i>N_{D,W,Q0}</i>	Output (cGy/UM)
97,6	0,895	0,5840	1,401 Gy/nC	1,010

Tabla 5.5: Variables para 18 MeV

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 7,624 - 0,1 \text{ (cm)}$$

$$Z_{ref} = 4,5 \text{ (cm)}$$

$$D_{max} = 2,3 \text{ cm}$$

$$R_{50} = 7,624 \text{ cm}$$

$$PDD_{Z_{ref}} = 97,6\%$$

$$SSD = 100 \text{ cm}$$

$$\text{Aplicador} = 15 \times 15 \text{ cm}^2$$

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$$L1 = 0,5840 \text{ nC}$$

$$L2 = 0,5840 \text{ nC}$$

$$L3 = 0,5840 \text{ nC}$$

$$L_{promedio} = 0,5840 \text{ nC}$$

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

$$T = 20,7 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$P = 758,34 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22) 758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (7;0,899) y (8;0,893). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,893 - 0,899}{8 - 7} = -6 \times 10^{-3}$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 09 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (7,624; x) y (7;0,899). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

$$-y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = -6 \times 10^{-3} \times (7 - 7,624) + 0,899$$

$$y_1 = 0,895 \text{ Con lo cual el valor de: } k_{Q,Q_0} = 0,895$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$k_{pol} = 1$$

$$M_{18\text{MeV}} = L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \times k_{pol}$$

$$= 0,5840 \text{ nC} \times 1,3302 \times 1,0126$$

$$= 0,7866 \text{ nC}$$

$$D_{w,18\text{MeV}(z_{ref})} = M_{18\text{MeV}} \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

$$= 0,7866 \times 0,895 \times 1,401 \times \frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$$

$$= 0,986 \text{ Gy}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,18\text{MeV}(z_{ref})} = 0,986 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

$$D_{W,18\text{ MeV}}(d_{max}) \frac{0,986 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{0,986 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{0,976} = 1,010 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,010 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 1\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, 1cGy=1UM.

6. Energía de 22 MeV

Energía 22 MeV				
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>D_{max} (cm)</i>	<i>R₅₀ (cm)</i>	<i>Z_{ref} (cm)</i>
758,34	20,7	2,2	8,863	5,2
<i>PDD_{Zref} (%)</i>	<i>K_Q (R₅₀)</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>N_{D,W,Q0}</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>
95,3	0,889	0,5730	1,401 Gy/nC	1,008

Tabla 5.6: Variables para 22 MeV

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 8,863 - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 5,2(\text{cm})$$

$$D_{max} = 2,2\text{cm}$$

$$R_{50} = 8,863\text{cm}$$

$$PDD_{Zref} = 95,3\%$$

$$SSD = 100\text{ cm Aplicador} = 15 \times 15\text{cm}^2$$

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \times k_{Q,Q_0} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP} \times k_{pol}$.

$$L_1 = 0,5655 nC$$

$$L_2 = 0,5730 nC$$

$$L_3 = 0,5730 nC$$

$$L_{promedio} = 0,5730 nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 758,34 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)758,34} = 1,3302$$

Donde los valores de k_{Q,Q_0} son obtenidos mediante una regresión lineal de las tablas del protocolo del fabricante PTW de la siguiente manera:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

Los valores de las coordenadas (x; y) son los siguientes: (8;0,893) y (10;0,883). A partir de estos valores se calcula la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{0,883 - 0,893}{10 - 8} = -5 \times 10^{-3}$$

El valor k_{Q,Q_0} es obtenido de la siguiente manera: Se mide R_{50} con MEPHYSTO para la energía de 09 MeV a través de un PDD. El valor de k_{Q,Q_0} se obtiene mediante interpolación de las tablas de k_{Q,Q_0} versus R_{50} como se explicó en los párrafos anteriores. Una interpolación simple se hace de la siguiente forma. Los valores de las coordenadas para la nueva interpolación, una vez obtenida la pendiente, son: (8,863; x) y (8;0,893). Con estos valores se tiene:

$$(y_2 - y_1) = m (x_2 - x_1)$$

$$-y_1 = m(x_2 - x_1) - y_2$$

$$y_1 = -m(x_2 - x_1) + y_2$$

$$y_1 = -5 \times 10^{-3} \times (8 - 8,863) + 0,983$$

$$y_1 = 0,889 \text{ Con lo cual el valor de: } k_{Q,Q0} = 0,889$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 1,401 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$k_{pol} = 1$$

$$M_{18\text{MeV}} = L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \times k_{pol}$$

$$= 0,5730 \text{ nC} \times 1,3302 \times 1,0126$$

$$= 0,7718 \text{ nC}$$

$$D_{w,22\text{MeV}(Z_{ref})} = M_{22\text{MeV}} \times k_{Q,Q0} \times N_{D,w}$$

$$= 0,7718 \times 0,889 \times 1,401 \times \frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$$

$$= 0,9613 \text{ Gy}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 *UM* del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,22\text{MeV}(Z_{ref})} = 0,9613 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

$$D_{W,22\text{ MeV}}(d_{max}) \frac{0,9613 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{0,9613 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{0,953} = 1,008 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,008 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 0,800\%$$

El haz se considera calibrado y se asume este valor como la dosimetría de referencia, es decir, $1 \text{ cGy} = 1 \text{ UM}$.

5.2 Cálculos para el Protocolo Modificado por Pawiro et al [4]

En esta sección se presentan los cálculos propuestos por Muir [3] como alternativa al protocolo estándar TRS398 [1]. En esta modificación del protocolo, como lo habíamos mencionado previamente, requiere un factor de conversión de haz de fotones a electrones $k_{Q,ecal} = 0,902$ que se obtiene mediante simulación Monte Carlo para la cámara 31013 de PTW en el trabajo de Muir [3].

La profundidad de medida Z_{ref} es igual que en protocolo estándar TRS398 [1]. Un factor k'_{Q} también es necesario y se lo obtiene en función de R_{50} mediante parámetros de ajuste obtenidos del Muir [3] también. Es evidente, al igual que en el protocolo estándar, que si la profundidad de referencia no es la misma que la profundidad de la dosis máxima el resultado final se debe normalizar mediante el porcentaje de dosis en profundidad a la profundidad de referencia. Los cálculos se presentan a continuación:

1. Energía 06 MeV

Energía 06 MeV					
P (mba)	T (°C)	D_{max} (cm)	R_{50} (cm)	Z_{ref} (cm)	D_w (%)
757,48	20,7	1,35	2,420	1,35	1,2
PDD_{Zref} (%)	K'_{Q}	Carga Q (nC)	N_{D,W,Q_0}	Output (cGy/UM)	$k_{Q,ecal}$
100	1,035	8,667	0,09399 Gy/nC	1,012	0,902

Tabla 5.7: Variables para 6 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 2,420 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 1,352(cm)$$

$$D_{max} = 1,35cm$$

$$R_{50} = 2,420cm$$

$$PDD_{Zref} = 100\%$$

$$SSD = 100 cm$$

$$Aplicador = 15 \times 15 cm^2$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP}$.

$$L_1 = 8,668 nC$$

$$L_2 = 8,666 nC$$

$$L_3 = 8,668 nC$$

$$L_{promedio} = 8,667 nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 757,48 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (2,420)^{-0,441} \quad k'_Q = 1,035$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et. al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$M_{0,6MeV} = L_{promedio} \times k_{TP}$$

$$= 8,667 \text{ nC} \times 1,3309$$

$$= 11,53 nC$$

$$D_{w,0,6MeV(z_{ref})} = M_{0,6MeV} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

$$=11,53(nC) \times 1,035 \times 0,09399 \frac{Gy}{nC} \times 0,902$$

$$=1,012Gy$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,06MeV(Z_{ref})} = 1,012 \frac{cGy}{UM}$$

Este valor de $D_{w,Q(Z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d_{máx}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,06 MeV} (d_{max}) \frac{1,012 \frac{cGy}{UM}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{1,012 \frac{cGy}{UM}}{1,000} = 1,012 \frac{cGy}{UM}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,012 \frac{cGy}{UM} - 1,000 \frac{cGy}{UM}}{1,000 \frac{cGy}{UM}} \times 100,000 = 1,2\%$$

2. Energía 09 MeV

Energía 09 MeV					
P (mba)	T (°C)	Dmax (cm)	R50 (cm)	Zref (cm)	Dw (%)
757,48	20,7	2,1	3,643	2,1	1,2
PDDZref (%)	k'Q	Carga Q (nC)	ND,W,Qo	Output (cGy/UM)	kQ,ecal
100	1,02	8,788	0,09399 Gy/nC	1,01	0,902

Tabla 5.8: Variables para 9 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 3,643 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 2,1(cm)$$

$$D_{max} = 2,1 \text{ cm}$$

$$R_{50} = 3,643 \text{ cm}$$

$$PDD_{Zref} = 100\%$$

$$SSD = 100 \text{ cm}$$

$$\text{Aplicador} = 15 \times 15 \text{ cm}^2$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times ND_{w,Q}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP}$.

$$L_1 = 8,789 \text{ nC}$$

$$L_2 = 8,786 \text{ nC}$$

$$L_3 = 8,789 \text{ nC}$$

$$L_{promedio} = 8,788 \text{ nC}$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 757,48 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (3,643)^{-0,441}. \quad k'_Q = 1,02$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et. al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$\begin{aligned}
 M_{0,09\text{MeV}} &= L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \\
 &= 8,788 \text{ nC} \times 1,3309 \\
 &= 11,70 \text{ nC} \\
 D_{w,0,09\text{MeV}(z_{ref})} &= M_{0,09\text{MeV}} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w} \\
 &= 11,70(\text{nC}) \times 1,02 \times 0,09399 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \times 0,902 \\
 &= 1,012 \text{ Gy}
 \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,0,09\text{MeV}(z_{ref})} = 1,012 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d_{m\acute{a}x}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,0,09 \text{ MeV}}(d_{max}) \frac{1,012 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{1,012 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000} = 1,012 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,012 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = 1,2\%$$

3. Energía 12 MeV

Energía 12 MeV					
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>D_{max} (cm)</i>	<i>R₅₀ (cm)</i>	<i>Z_{ref} (cm)</i>	<i>D_w (%)</i>
757,48	20,7	2,9	5,078	2,9	0,5
<i>PDD_{Zref} (%)</i>	<i>k_Q</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>N_{D,W,Qo}</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>	<i>k_{Q,ecal}</i>
100	1,0099	8,824	0,09399 Gy/nC	1,005	0,902

Tabla 5.9: Variables para 12 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 5,078 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 2,9(cm)$$

$$D_{max} = 2,9cm$$

$$R_{50} = 5,078cm$$

$$PDD_{Zref} = 100\%$$

$$SSD = 100 cm$$

$$Aplicador = 15 \times 15 cm^2$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times K_{TP}$.

$$L_1 = 8,815 nC$$

$$L_2 = 8,828 nC$$

$$L_3 = 8,828 nC$$

$$L_{promedio} = 8,824 nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 757,48 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (5,078)^{-0,441} \quad k'_Q = 1,0099$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et. al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_W , en dos pasos:

$$\begin{aligned} M_{12MeV} &= L_{promedio} \times k_{TP} \\ &= 8,824 \text{ nC} \times 1,3309 \\ &= 11,74 \text{ nC} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_{w,12MeV(z_{ref})} &= M_{12MeV} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w} \\ &= 11,74 (\text{nC}) \times 1,0099 \times 0,09399 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \times 0,902 \\ &= 1,005 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 *UM* del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,12MeV(z_{ref})} = 1,005 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d'_{máx}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,12MeV}(d_{max}) \frac{1,005 \frac{cGy}{UM}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{1,005 \frac{cGy}{UM}}{1,000} = 1,005 \frac{cGy}{UM}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{1,005 \frac{cGy}{UM} - 1,000 \frac{cGy}{UM}}{1,000 \frac{cGy}{UM}} \times 100,000 = 0,5\%$$

4. Energía 15 MeV

Energía 15 MeV					
<i>P (mba)</i>	<i>T (°C)</i>	<i>D_{max} (cm)</i>	<i>R₅₀ (cm)</i>	<i>Z_{ref} (cm)</i>	<i>D_w (%)</i>
757,48	20,7	2,8	6,384	3,73	-0,4
<i>PDD_{Zref} (%)</i>	<i>k'_Q</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>ND, W, Q₀</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>	<i>k_{Q,ecal}</i>
99,7	1,0037	8,774	0,09399 Gy/nC	1,0037	0,902

Tabla 5.10: Variables para 15 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 6,384 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 3,73(cm)$$

$$D_{max} = 2,8cm$$

$$R_{50} = 6,384cm$$

$$PDD_{Zref} = 99,7\%$$

$$SSD = 100 cm$$

$$Aplicador = 15 \times 15cm^2$$

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times ND_{w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP}$.

$$L1 = 8,776nC$$

$$L2 = 8,772nC$$

$$L3 = 8,773nC$$

$$L_{promedio} = 8,774nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 757,48 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (6,384)^{-0,441} \quad k'_Q = 1,0037$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et.al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_W , en dos pasos:

$$\begin{aligned} M_{12MeV} &= L_{promedio} \times k_{TP} \\ &= 8,774 \text{ nC} \times 1,3309 \\ &= 11,68 \text{ nC} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_{w,15MeV(z_{ref})} &= M_{15MeV} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w} \\ &= 11,68(\text{nC}) \times 1,0037 \times 0,09399 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \times 0,902 \\ &= 0,994 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,15MeV(z_{ref})} = 0,994 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(Z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d_{m\acute{a}x}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,15MeV}(d_{max}) \frac{0,994 \frac{cGy}{UM}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{0,994 \frac{cGy}{UM}}{0,997} = 0,996 \frac{cGy}{UM}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{0,996 \frac{cGy}{UM} - 1,000 \frac{cGy}{UM}}{1,000 \frac{cGy}{UM}} \times 100,000 = -0,4\%$$

5. Energía 18 MeV

Energía 18 MeV					
<i>P (mba)</i>	<i>T (C)</i>	<i>Dmax (cm)</i>	<i>R50 (cm)</i>	<i>Zref (cm)</i>	<i>Dw (%)</i>
757,48	20,7	2,3	7,651	4,49	-0,2
<i>PDDZref (%)</i>	<i>k'Q</i>	<i>Carga Q (nC)</i>	<i>ND,W,Qo</i>	<i>Output (cGy/UM)</i>	<i>kQ,ecal</i>
98,5	0,999	8,722	0,09399 Gy/nC	.	0,902

Tabla 5.11: Variables para 18 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 7,651 - 0,1(cm)$$

$$Z_{ref} = 4,49(cm)$$

$$D_{max} = 2,3cm$$

$$R_{50} = 7,651cm$$

$$PDD_{Zref} = 98,5\%$$

$$SSD = 100 cm$$

$$Aplicador = 15 \times 15cm^2$$

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP}$.

$$L_1 = 8,725 nC$$

$$L_2 = 8,718 nC$$

$$L_3 = 8,724 nC$$

$$L_{promedio} = 8,722 nC$$

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

$$T = 20,7 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_0 = 22 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$P = 757,48 \text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (7,651)^{-0,441} \quad k'_Q = 0,999$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et.al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_W , en dos pasos:

$$M_{18MeV} = L_{promedio} \times k_{TP}$$

$$= 8,722 \text{ nC} \times 1,3309$$

$$=11,61 \text{ nC}$$

$$D_{w,18\text{MeV}(z_{ref})} = M_{18\text{MeV}} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

$$=11,61(\text{nC}) \times 0,999 \times 0,09399 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \times 0,902$$

$$=0,983 \text{ Gy}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,18\text{MeV}(z_{ref})} = 0,983 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d_{m\acute{a}x}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{W,18\text{MeV}}(d_{max}) \frac{0,983 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{\text{PDD}(Z_{ref})} = \frac{0,983 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{0,985} = 0,998 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{0,998 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = -0,2\%$$

6. Energía 22 MeV

Energía 22 MeV					
<i>P</i> (mba)	<i>T</i> (°C)	<i>D</i> _{max} (cm)	<i>R</i> ₅₀ (cm)	<i>Z</i> _{ref} (cm)	<i>D</i> _w (%)
757,48	20,7	2,2	8,902	5,24	-0,7
<i>PDD</i> _{<i>Z</i>_{ref}} (%)	<i>k</i> _Q	Carga <i>Q</i> (nC)	<i>N</i> _{<i>D,W,Q</i>₀}	Output (cGy/UM)	<i>k</i> _{<i>Q,ecal</i>}
96,4	0,995	8,528	0,09399 Gy/nC	0,902	0,902

Tabla 5.12: Variables para 22 MeV en el protocolo modificado

$$Z_{ref} = 0,6(R_{50}) - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 0,6 \times 8,902 - 0,1(\text{cm})$$

$$Z_{ref} = 5,24(\text{cm})$$

$$D_{max} = 2,2\text{cm}$$

$$R_{50} = 8,902\text{cm}$$

$$PDD_{Zref} = 96,4\%$$

$$SSD = 100\text{ cm}$$

$$\text{Aplicador} = 15 \times 15\text{cm}^2$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times k_Q \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w}$$

El valor de la lectura de carga en promedio y corregida es: $M_Q = L_{promedio} \times k_{TP}$

$$L_1 = 8,527\text{nC}$$

$$L_2 = 8,531\text{nC}$$

$$L_3 = 8,525\text{nC}$$

$$L_{promedio} = 8,528\text{nC}$$

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

$$T = 20,7\text{ °C}$$

$$T_0 = 22\text{ °C}$$

$$P = 757,48\text{ mbar}$$

$$P_0 = 1013,25\text{ mbar}$$

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+20,7) 1013,25}{(273,2+22)757,48} = 1,3309$$

$$k'_Q = a + b \times R_{50}^{-c}$$

$$a = 0,945$$

$$b = 0,133$$

$$c = 0,441$$

$$k'_Q = 0,945 + 0,133 (8,902)^{-0,441}. \quad k'_Q = 0,995$$

$$k_{Q,ecal} = 0,902 \text{ Valor obtenido de Pawiro, et.al [4]}$$

Con el valor del factor de calibración $N_{D,w} = 0,09399 \text{ Gy/nC}$ obtenido del certificado de calibración de la cámara de ionización finalmente podemos calcular la dosis absorbida en agua D_w , en dos pasos:

$$\begin{aligned} M_{22\text{MeV}} &= L_{\text{promedio}} \times k_{TP} \\ &= 8,528 \text{ nC} \times 1,3309 \\ &= 11,35 \text{ nC} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_{w,22\text{MeV}(z_{ref})} &= M_{22\text{MeV}} \times k_{Q,ecal} \times N_{D,w} \\ &= 11,35(\text{nC}) \times 0,995 \times 0,09399 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}} \times 0,902 \\ &= 0,957 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Sin embargo, hay que recordar que este valor es obtenido para 100 UM del acelerador lineal, es decir:

$$D_{w,22\text{MeV}(z_{ref})} = 0,957 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

Este valor de $D_{w,Q(z_{ref})}$ es a la profundidad de Z_{ref} . Si el valor de Z_{ref} coincide con el valor de la profundidad de dosis máxima $d_{máx}$ entonces el valor de dosis en el punto máximo será el mismo, de lo contrario, este valor habrá que dividir para el porcentaje de dosis en profundidad PDD a la profundidad de referencia para obtener el valor de dosis en el punto de dosis máxima:

$$D_{w,22\text{MeV}}(d_{max}) \frac{0,957 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{PDD(Z_{ref})} = \frac{0,957 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{0,964} = 0,993 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}$$

El porcentaje de desviación respecto del valor teórico es:

$$\% \Delta = \frac{0,993 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}} - 1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}}{1,000 \frac{\text{cGy}}{\text{UM}}} \times 100,000 = -0,7\%$$

Capítulo VI

6. Discusión de resultados

En el presente proyecto de titulación se realizó un estudio de calibración dosimétrica en el acelerador lineal Varian Modelo TRUEBEAM denominado “DIRAC” en el cual se obtuvieron mediciones supervisadas por el jefe de Física Médica y físicos que trabajan en el área de Radioterapia del Instituto del Cáncer SOLCA núcleo Cuenca.

Se procedieron a realizar dos bloques de mediciones. El primero con una cámara de ionización plano-paralela PTW 34045 “Advanced Markus” la cual fue colocada siguiendo la guía del protocolo TRS398 del Organismo Internacional de Energía Atómica. Para este primer bloque de mediciones se utilizó el maniquí PTW SCANLIFT que se llenó con agua y luego se procedió a colocar la cámara plano-paralela en el centro del campo de radiación el cual estuvo delimitado por un aplicador de $15 \times 15 \text{ cm}^2$; adicionalmente se colocó una cámara cilíndrica en una esquina del campo de colimación para eliminar el ruido del sistema. La distancia desde la fuente a la superficie del agua fue de 100cm (SSD) y las condiciones de presión fueron determinadas por un barómetro que marcó 758,34 mbar y una temperatura del agua de 20,7 °C medida con un termómetro de mercurio de precisión. Bajo estas condiciones se procedió a realizar la lectura de las cargas con un electrómetro PTW para cada una de las energías del acelerador lineal: 06, 09, 12, 15, 18 y 22 MeV.

Utilizando el Software Mephysto mc^2 de PTW se logró obtener la dosis en el punto máximo (d_{max}) así como también los índices de calidad: el R_{50} y el porcentaje de dosis en profundidad en Z_{ref} ($PDD_{Z_{ref}}$) para cada energía. Por otra parte, $N_{D,w,Co60}$ fueron obtenidas de los certificados de calibración de las cámaras de ionización correspondientes.

La variable $K_{Q;Q_0}$ se obtuvo de los datos del protocolo de PTW mediante la interpolación con los valores de R_{50} obtenidos previamente en el acelerador lineal.

Una vez obtenida todas las variables del estudio en cada energía se procedió a reemplazar los valores en la ecuación de la Dosis en el punto de referencia y se comprueba que todas las energías se encuentran calibradas (dosimetría de referencia) y además están dentro del porcentaje aceptado por la IAEA (< 5 %). Es decir, la dosimetría de referencia fue comprobada con el protocolo estándar TRS398.

El segundo bloque de mediciones se hizo bajo las mismas condiciones. Es evidente que las condiciones ambientales son diferentes al ser las medidas tomadas en días diferentes. El segundo bloque de medidas corresponde a las medidas del protocolo modificado propuesto por Muir. El sistema dosimétrico fue el mismo, excepto la cámara de ionización, que ahora es una cámara cilíndrica. Los datos adicionales requeridos se obtuvieron del trabajo de Muir [3].

Establecida la dosimetría de referencia de forma estándar con el protocolo TRS398 se trabaja con el protocolo modificado como lo acabamos de explicar para verificar la factibilidad del mismo en el ambiente clínico. Los resultados obtenidos así lo confirman.

Resultados de la dosimetría de referencia con el protocolo modificado

Dosis absorbida en el punto de dosis máxima						
Energía (MeV)	06	09	12	15	18	22
D_w (cGy/UM)	1.012	1.012	1.005	0.993	0.998	0.993
Desviación máxima ($\Delta\%$)	1.200	1.200	0.500	-0.400	-0.200	-0.700

Tabla 6.1: Resumen de valores obtenidos durante las mediciones

Capítulo VII

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1 Conclusiones

De la investigación realizada en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo Cuenca, de la calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía con el uso de una cámara de ionización cilíndrica, se puede concluir lo siguiente:

El protocolo modificado por Muir [3] que plantea el uso de una cámara de ionización cilíndrica para la dosimetría absoluta de referencia de los haces de electrones en un acelerador lineal de uso médico funciona en el ambiente clínico de radioterapia pues la diferencia máxima que se encontró fue de 1,2% para las energías de 06 y 09 MeV.

Esta diferencia máxima de 1,2% corresponde a las energías más bajas de electrones. Es lógico que sea así pues el protocolo estándar establece que para energías bajas de electrones las cámaras cilíndricas tienen problemas de estabilidad.

Para las energías más altas de electrones (12, 15, 18 y 22 MeV) la diferencia máxima en la dosis absoluta en el punto de dosis máxima es menor al 1%. Se debe recordar que la IAEA recomienda una incertidumbre total en el proceso de radioterapia < 5 % [1].

Se verifica que la estabilidad de las cámaras de ionización cilíndricas en las energías de electrones es lo suficientemente buena para poder ser utilizada en los procedimientos de dosimetría de referencia.

7.2 Recomendaciones

Para implementar de forma clínica la dosimetría absoluta de referencia de haces de electrones se debe realizar el procedimiento con otras cámaras de ionización cilíndricas para validar de forma redundante el método propuesto por Muir.

Se debe trabajar en la obtención de los factores $K_{Q,ecal}$ y K_Q^l de una amplia gamma de cámaras de ionización cilíndricas que permitan luego validar el método propuesto en el protocolo modificado.

Si se realiza este trabajo se puede pensar en dejar de utilizar las cámaras de ionización plano paralelas en la dosimetría de haces de electrones de los aceleradores lineales de uso clínico en un futuro cercano.

Para mejorar la validación del método propuesto se debe investigar la influencia de los factores adicionales que en este trabajo consideramos igual a 1, por ejemplo, k_{p0} y k_S que es el factor de recombinación.

Referencias

- [1] Andreo P, Burns D, Hohlfeld K, Huq M, Kanai T, Laitano F, et al. TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water Viena: International Atomic Energy Agency; 2000.
- [2] Almond P, Biggs P, Coursey B, Hanson W, Saiful Huq M, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics. 1999 Septiembre; 26(9).
- [3] Muir B. A modified formalism for electron beam reference dosimetry to improve the accuracy of linac output calibration. Medical Physics. 2020 Enero; 47(5).
- [4] Pawiro S, Mahfirotin D, Assegab M, Wibowo W. Modified electron beam output calibration based on IAEA Technical Report Series 398. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2022 Febrero; 23(4).
- [5] Núñez Martín L. Elementos de radiofísica para técnicos superiores en radioterapia y dosimetría: Elsevier; 2016.
- [6] Muir B, Rogers D. Monte Carlo calculations of electron beam quality conversion factors for several ion chamber types. Medical Physics. 2016 Noviembre; 41(11).
- [7] Kapsch R, Gomola I. Beam quality correction factors for plane parallel chambers in photon beams. IDOS. 2010 Noviembre; 42(14).
- [8] Muir B, McEwen M. On the use of cylindrical ionization chambers for electron beam reference dosimetry. Medical Physics. 2017 Octubre; 44(12).
- [9] Buckley L, Rogers D. Wall correction factors, P_{wall} , for thimble ionization chambers. Medical Physics. 2006 Enero; 33(2).
- [10] Wittkamper F, Thierens H, Van der Plaetsen A, de Wagter C, Mijnheer B. Perturbation correction factors for some ionization chambers commonly applied in electron beams. Physics in Medicine and Biology. 1991; 36(12).
- [11] Esco R, Valencia J, Polo S. Radioterapia y citoprotección. Estado actual. Scielo. 2004 Julio; 27(7).

[12] Pelayo B. Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber. Elsevier. 2013 Julio; 24(4).

[13] Da Conceição A. Utilização do Protocolo TRS 398 da IAEA para Controle de Qualidade de feixe de raios X em Acelerador Linear de 6 MeV. Ríó de Janeiro: Universidad Estatal De Maringá; 2017.

[14] González L. Dosimetría y verificación de tratamientos en Radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida. Valencia: Universidad de Valencia; 2015.

[15] Erazo Caluquí F. Obtención de los factores de corrección de cámaras de ionización de uso en dosimetría física: Universidad de Granada; 2015.

[16] Souza R, Anjos M. Comparison between the IAEA/TRS-277 and IAEA/TRS-398 protocols for dosimetry in electron beams with cylindrical ionization chambers. International Nuclear Information System. 2004; 38(25).

[17] Consejo de Seguridad Nuclear. Las Radiaciones. [Online]. 2015 [citado 14 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.csn.es/las-radiaciones>

[18] Junta de León y Castilla. La radiación. Tipos de Radiación. [Online].; 2018 [citado 2022 octubre 17]. Disponible en: <https://www.saludcastillayleon.es/AulaPacientes/es/pruebas-diagnosticas/pruebas-diagnostico-imagen/radiacion-tipos-radiacion>

[19] Azorín C. Simulación de la interacción de fotones en la materia usando el método Monte Carlo. Ciudad de México; 2009.

[20] Gabinete de Seguridad Laboral. Radiaciones. [Online].; 2020 [citado 2023 febrero 10]. Disponible en: <https://www.uv.es/DSSQA/documentacion/castellano/PDF/14%20RADIACIONES.pdf>

[21] Consejo de Seguridad Nuclear. Radiaciones ionizantes. [Online]. 2015 [citado 2022 octubre 14]. Disponible en: <https://www.csn.es/radiaciones-ionizantes>

[22] Organismo Internacional de Energía Atómica. Visión General. [Online]. 1998 [citado 2022 diciembre 02]. Disponible en: <https://www.iaea.org/es/el-oiea/vision-general>

[23] Bushong S. Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica. 12va Ed. Barcelona: Elsevier Health Sciences; 2022.

- [24] Dance D, Christofides S, Maidment A, McLean I, Ng K. Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students. Vienna: IAEA; 2014.
- [25] Andisco D, Blanco S, Buzzi A. Dosimetría en radiología. Revista Argentina de Radiología. 2014 abril; 78(2).
- [26] Núñez M. Efectos biológicos de las radiaciones - Dosimetría Montevideo: Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR; 2008.
- [27] Ruiz Gómez A. La cámara de ionización gaseosa: Un instrumento para el recuento de partículas. Dialnet; 2007. p. 14-17.
- [28] Lifeder. Modelos atómicos. [Online]. 2022 [citado 2022 diciembre 12]. Disponible en: <https://www.lifeder.com/modelos-atomicos/>
- [29] Lorenzen A. Modelos atómicos. [Online]. 2023 [citado 2022 noviembre 20]. Disponible en: <https://brasilecola.uol.com.br/fisica/modelos-atomicos.htm>
- [30] García S. Cómo se divide el espectro electromagnético. [Online]. 2014 [citado 2022 diciembre 26]. Disponible en: <https://radioslibres.net/13-como-se-divide-el-espectro-electromagnetico/>
- [31] Rodríguez E. Efecto Fotoeléctrico. [Online]. 2019 [citado 2022 enero 5]. Disponible en: <https://www.areatecnologia.com/electricidad/efecto-fotoelectrico.html>
- [32] Olmo M, Nave R. Dispersión de Compton. [Online]. 2017 [citado 2022 diciembre 15]. Disponible en: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/quantum/comptint.html>
- [33] Mostazo M. Interacción Radiación Materia: Conceptos Básicos. [Online]. 2013 [citado 2022 diciembre 18]. Disponible en: <https://www.usc.gal/genp/docencia/TecnExpAvan.pdf>
- [34] Salcedo J, Martin M. Determinación in vitro del Índice de Conformidad para la Evaluación de Planes de Tratamiento 3D en Radiocirugía Estereotáctica Intracraneal. [Online]. 2011 [citado 2022 diciembre 27]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-13-Esquema-simplificado-del-haz-producido-por-el-acelerador-lineal_fig2_225081528
- [35] Serreta A, Lizuain M. Fundamentos de Física Médica. Volumen 3. Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. Andalucía: Sociedad Española de Física Médica; 2012

Anexos

Anexo A: Formulario de referencia para recolección de datos.

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in an electron-beam**

User: _____ Date: _____

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: _____ Nominal energy: _____ MeV
 Nominal dose rate: _____ MU min⁻¹ Measured R_{50} : _____ g cm⁻²
 Reference phantom: water plastic obtained from ionization dose curves
 Reference field size: _____ cm x cm Reference SSD: 100 cm
 Beam quality, $Q (R_{50,w})$: _____ g cm⁻² Ref. depth $z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1$: _____ g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Roos Serial No.: _____ pp cyl
 Chamber wall / window material: PMMA thickness: 0,1180 g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: _____ thickness: _____ g cm⁻²
 Phantom window material: _____ thickness: _____ g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg
 Calibration quality Q_0 : Co-60 electron beam Calibration depth: 5,0 g cm⁻²
 If Q_0 is electron beam, give $R_{50,w}$: _____ g cm⁻²

Reference conditions for calibration
 P_0 : 101,3 kPa T_0 : 20,0 °C Rel. humidity: 10 %

Pol. potential V_1 : _____ V Calib. polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: _____ Date: _____
 Electrometer model: _____ Serial no.: _____
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting: _____
 If yes Calibration laboratory: _____ Date: _____

3. Phantom

Water phantom window material: _____ thickness: _____ g cm⁻²
 Plastic phantom phantom material: _____ density: _____ g cm⁻³
 depth scaling factor c_{pl} : _____ reference depth $z_{refpl} = z_{ref} / c_{pl}$: _____ g cm⁻²
 fluence scaling factor: _____ $h_{pl} =$ _____

4. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: _____ nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: _____ MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ _____ nC/MU rdg/MU

(i) P : 101,3 kPa T : 20,0 °C Rel. humidity: 50 %
 $k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,0000$

(ii) Electrometer calibration factor $k_{elec} =$ _____ nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^c rdg at + V_1 : $M_+ =$ _____ rdg at - V_1 : $M_- =$ _____
 $k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} =$ _____

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = V V_2 (reduced) = V
 Readings at each V: $M_1 =$ $M_2 =$
 Voltage ratio $V_1 / V_2 =$
 Beam type: pulsed pulsed-scanned
 $a_0 =$ $a_1 =$ $a_2 =$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 =$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$$

rC / MU rdg / MU

5. Absorbed dose to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality correction factor for user quality Q:

If Q_0 is ^{60}Co Table 18 gives $k_{Q,Q_0} =$
 If Q_0 is electron beam Table 19 gives $k_{Q,Q_0} =$
 Use k_{Q,Q_0} derived from $k_{Q,Q_0} =$

Warning:
 k_Q values are available only for $1 \leq Q(R_{50,w}) \leq 20$ (see CoP Sec. 7)

$k_{Q,Q_0} =$ N/A

$k_{Q_0,Q_{ref}}$ =

$$k_{Q,Q_0} = \frac{k_{Q,Q_{ref}}}{k_{Q_0,Q_{ref}}}$$

If k_{Q,Q_0} is derived from series of electron beam calibrations
 Calibration laboratory:

Date:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} =$$

6. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ g cm^{-2}

Percentage depth-dose at z_{ref} for a cm x cm field size:
 $PDD(z_{ref} =$ g $\text{cm}^{-2}) =$ %

Absorbed-dose calibration of monitor at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) =$$

Notes:

Anexo B: Secuencia gráfica del desarrollo del trabajo





Anexo C: Aprobación del protocolo por parte de la Comisión Académica de la Carrera de Imagenología y Radiología.

ANEXO 3

Informe del Diseño de Protocolo

MGST. SANDRA ELIZABETH AGUILAR RIERA

INFORMO

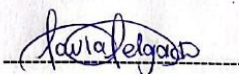
Que, se ha procedido en calidad de Director/a, a la revisión de los contenidos teóricos, diseño metodológico, ortografía, redacción, del Proyecto de Investigación **“CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA DE HACES DE ELECTRONES DE BAJA ENERGÍA DE USO CLÍNICO CON CÁMARA DE IONIZACIÓN CILÍNDRICA UTILIZANDO EL PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TRS 398 MODIFICADO, EN EL INSTITUTO DEL CÁNCER SOLCA NÚCLEO CUENCA, PERIODO AGOSTO 2022 – DICIEMBRE 2022”**, realizado por el o la estudiante PAULA DENNISE DELGADO SANGOLQUÍ con CI: 0106769789 y VANESA MILENA HERRÁN LÓPEZ con CI: 1726794538 previo a la obtención del título de grado.

Constituyendo un aporte para el campo de la salud, por lo que solicito comedidamente a la Comisión Académica de la Carrera, realice el trámite respectivo para la aprobación acorde a los lineamientos establecidos para el efecto.

Cuenca, 04 de Octubre del 2022



FIRMA




FIRMA

ANEXO 6.1. A

Guía para evaluación de protocolos PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EN CARRERAS DE GRADO Y PROGRAMAS DE POSGRADO

Datos generales:				
Título de la Investigación:		Calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS398 modificado, en el instituto del cáncer Solca núcleo Cuenca, agosto 2022 – diciembre 2022		
Tipo de Investigación:		Descriptivo		
Investigadores:		Herrán López Vanesa Milena – Delgado Sangolquí Paula Dennise		
Fecha de entrega:		02 julio 2022		
Fecha de evaluación:		08 julio 2022		
COMPONENTES	CARACTERÍSTICAS	CUMPLE	NO CUMPLE	OBSERVACIONES
TITULO DEL PROYECTO	<i>Refleja el contenido del trabajo</i>	X		
	<i>Son visibles los conceptos más importantes</i>	X		
	<i>Expresa lugar de realización</i>	X		
	<i>Expresa tiempo de realización</i>	X		
	<i>Hace referencia a la población</i>			No Aplica
INTRODUCCIÓN	<i>Detalla en forma clara la estructura general del proyecto.</i>	X		
DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	<i>Define los conceptos más importantes</i>	X		
	<i>La definición va de lo general a lo específico</i>	X		
	<i>Delimita tiempo, espacio y persona</i>	X		
	<i>Los conceptos vertidos son de actualidad</i>	X		
	<i>Los datos estadísticos son actualizados</i>	X		
	<i>Se realiza la Pregunta de Investigación.</i>	X		
JUSTIFICACION	<i>Señala claramente la importancia y transparencia del problema</i>	X		
	<i>Consta en las prioridades de investigación del MSP 2013-2017 y/o de la Universidad de Cuenca</i>	X		
	<i>Valor social (importancia para la sociedad en general)</i>	X		
	<i>Los datos estadísticos son actualizados</i>	X		
FUNDAMENTACION TEÓRICA	<i>¿Es específica del problema? ¿se basa en pregunta de investigación?</i>	X		

	<i>Hace referencia a las variables de estudio</i>	X		
	<i>Está actualizada (últimos 5 años) con excepciones fundamentadas que no deben pasar del 20%, cobertura suficiente (por lo menos 30)</i>	X		
	<i>Incluye citas bibliográficas</i>	X		
	<i>Incluye publicaciones periódicas</i>	X		
HIPOTESIS (si es pertinente)	<i>Relaciona 2 o más variables</i>	X		
	<i>Las variables se relacionan de causa a efecto</i>	X		
	<i>Está fundamentada en el estado actual del conocimiento</i>	X		
	<i>¿Es empíricamente contestable?</i>	X		
	<i>Es específica y operacional</i>	X		
OBJETIVOS	<i>Son claros y precisos y de acuerdo al problema de investigación</i>	X		
	<i>Únicamente un verbo por cada objetivo y en infinitivo</i>	X		
	<i>Consistentes con la intención de las metas identificadas</i>	X		
	<i>Están dirigidos a elementos básicos del problema</i>	X		
	<i>Son susceptibles de alcanzar en el estudio</i>	X		
	<i>Son susceptibles de medición</i>	X		
	<i>Siguen un orden metodológico</i>	X		
METODOLOGIA	<i>Señala el tipo de estudio</i>	X		
	<i>Universo y muestra son adecuados</i>	X		
	<i>Tiene criterios de inclusión y exclusión</i>	X		
	<i>Las variables son susceptibles de medición</i>	X		
	<i>En las variables se identifican definición, indicador, escala</i>	X		
	<i>Está claro el procedimiento de recolección de datos</i>	X		
	<i>Se incluye las herramientas para la recolección de datos</i>	X		
	<i>Explica cómo se tabulará la información</i>	X		
	<i>Recursos y cronograma adecuados</i>	X		
CONSIDERACIONES ÉTICAS	<i>Confidencialidad</i>	X		
	<i>Balance riesgo beneficio</i>	X		
	<i>Protección de población vulnerable, si aplica</i>			No aplica
	<i>Descripción del proceso de obtención del consentimiento informado, si aplica</i>			No aplica
	<i>Documento consentimiento informado, ¿adecuado, según la lista de chequeo interno del comité?</i>			No aplica
	<i>Declaración de conflicto de intereses</i>	X		
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	<i>Organizadas en orden de aparición</i>	X		
	<i>Cumplen los requisitos formales (normas ISO 690 o VANCOUVER)</i>	X		
	<i>Incluyen publicaciones actualizadas (últimos 5 años)</i>	X		

PRESENTACION	<i>De acuerdo al formato solicitado</i>	X		
	<i>Paginación</i>	X		
	<i>Citas en la revisión bibliográfica</i>	X		
	<i>Ortografía y redacción</i>	X		
EVALUADORES	Mgst. Sandra Aguilar Mgst. Adriana Astudillo			
CONCLUSIONES:	APROBADO <input type="checkbox"/> X APROBADO CON OBSERVACIONES <input type="checkbox"/> NO APROBADO <input type="checkbox"/>			

FIRMA DEL EVALUADOR



Anexo D: Informe por parte del Coordinador de UIC para la aprobación de Protocolo de Investigación.



Cuenca, 03 de Octubre de 2022

Dra. Vilma Bojorque I., Mgt.,
DECANA DE LA F.CC.MM.,
Presente. -

De mi consideración:

Con un cordial saludo, me dirijo a usted para informarle que el protocolo denominado CALIBRACIÓN DOCIMÉTRICA DE HACES DE ELECTRONES DE BAJA ENERGÍA DE USO CLÍNICO CON CÁMARA DE IONIZACIÓN CÍLINDRICA UTILIZANDO EL PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TRS 398 MODIFICADO EN EL INSTITUTO DEL CÁNCER SOLCA NÚCLEO CUENCA, PERÍODO AGOSTO 2022 DICIEMBRE 2022. de las autoras Paula Dennise Delgado Sangolquí y Vanesa Milena Herrán López, bajo la dirección de la Dr. Fabián Gonzalo Erazo Caluqui., PhD., El protocolo en mención cuenta con todos los requisitos para su aprobación.

Particular que pongo en conocimiento para los fines pertinentes

Atentamente,

Lcdo. Pablo Solano Brito
RADIOLOGÍA E IMAGEN
Reg 1007 - 15 - 1334079

Lcdo. Pablo Solano Brito, Mgt.
COORDINADORA DE LA UIC II
IMAGENOLÓGIA Y RADIOLOGÍA

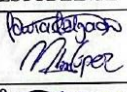



Cuenca, 04 de Octubre de 2022

LCDO. PABLO JOSÉ SOLANO BRITO
COORDINADOR UIC

En calidad de Tutor, informo haber trabajado en el proceso del estudio "CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA DE HACES DE ELECTRONES DE BAJA ENERGÍA DE USO CLÍNICO CON CÁMARA DE IONIZACIÓN CILÍNDRICA UTILIZANDO EL PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TRS 398 MODIFICADO, EN EL INSTITUTO DEL CÁNCER SOLCA NÚCLEO CUENCA, PERIODO AGOSTO 2022 – DICIEMBRE 2022"; De las estudiantes: PAULA DENNISE DELGADO SANGOLQUÍ con CI: 0106769789 y VANESA MILENA HERRÁN LÓPEZ con CI: 1726794538, cuyo director fue: Ph.D. FABIÁN GONZALO ERAZO CALUQUI. Para lo cual adjunto la matriz de registro.

Fecha de entrega: 04 de Octubre de 2022


FIRMA DE DOCENTE
TUTOR O RESPONSABLE
DE UIC 1
 Ldo. Pablo Solano Brito
 RADIOLOGIA E IMAGEN
 1007 - 15 - 1384078

N. DE TUTORÍA	FECHA	HORAS CUMPLIDAS	ACTIVIDAD DESARROLLADAS	OBSERVACIONES	FIRMA DEL ESTUDIANTE
1era. SEMANA	21-03-2022	12 H	Búsqueda del tema de investigación.	Se tienen 5 posibles temas de investigación	
2da. SEMANA	20-04-2022	12 H	Elección y revisión del tema de investigación. Envío de título de investigación a la Comisión Académica para su aprobación.		
3era. SEMANA	9-05-2022	12H	Revisión del tema de investigación con el tutor. Observación de su factibilidad en el lugar y periodo de investigación. Envío de tema para su aprobación por parte de la Comisión Académica		
4ta. SEMANA	13-05-2022	3H	Aceptación del tema por parte de la Comisión Académica con ciertas observaciones a corregir. Corrección de variables de estudio. Envío de título para su aprobación.	Corrección de variables de estudio.	

5ta. SEMANA	16-05-2022	21H	Aceptación sin observaciones del tema de investigación por parte de la Comisión Académica. Inicio del desarrollo de la investigación: Introducción, Planteamiento del problema, Justificación, Objetivos. Presentación del tema de investigación en el lugar a realizarse. Recepción de Carta de Interés.		<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
6ta. SEMANA	25-05-2022	12H	Revisión del avance por parte del tutor. Corrección de redacción y objetivos. Avance del marco teórico: acelerador lineal.	Corrección de la justificación del tema de investigación.	<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
7ma SEMANA	30-05-2022	6H	Revisión de avance.	Corrección de objetivos general y específicos.	<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
8va. SEMANA	06-06-2022	38H	Avance del marco teórico: radioterapia, haces de electrones, calibración dosimétrica, protocolo de dosimetría TRS 398 modificado. Metodología y Consideraciones Bioéticas. Envío de avance al tutor de tesis		<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
9na. SEMANA	13-06-2022	12H	Revisión del avance por parte del tutor. Reunión por Zoom por el paro nacional.		<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
10ma. SEMANA	20-06-2022	28H	Aceptación del protocolo por parte del tutor. Envío de protocolo a Urkund y a la Comisión Académica. Revisión del protocolo por parte de la Comisión Académica Rechazo del protocolo por parte de la comisión por ciertas pautas a corregir Reunión por Zoom con tutor para realizar las correcciones respectivas que solicita la Comisión Académica Envío y aprobación de la comisión académica	Aprobación de Urkund. Corrección de: tipo de estudio, universo y muestra.	<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
11va. SEMANA	27-06-2022	13H	Inscripción del protocolo a revisión por parte del COBIAS. Envío de todos los anexos correspondientes.		<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>
12va. SEMANA	11-07-2022	16H	Elaboración de diapositivas para la presentación del protocolo al Comisión		<i>Paula Delgado Sangolquí</i> <i>Vanesa Milena Herrán López</i>

			Académica		
13va SEMANA	18-07-2022	8H	Presentación de diapositivas al tutor. Corrección de imágenes y detalles de diseño.		Paula Dennise Delgado Sangolquí Vanessa Milena Herrán López
14va. SEMANA	25-07-2022	5H	Exposición del proyecto de investigación a la Comisión Académica.	Sugerencias de corrección por parte de la Comisión Académica. Correcciones de la metodología, pregunta de investigación y consideraciones bioéticas.	Paula Dennise Delgado Sangolquí Vanessa Milena Herrán López
15va. SEMANA	29-07-2022	1H	En espera de recepción de respuesta por parte del COBIAS		Paula Dennise Delgado Sangolquí Vanessa Milena Herrán López
16va. SEMANA	11-08-2022	1H	Aprobación del proyecto de investigación por el evaluador asignado por el COBIAS. Espera de la resolución de decisión por el COBIAS		Paula Dennise Delgado Sangolquí Vanessa Milena Herrán López

- Estas semanas son exclusivas de la Carrera de Medicina

Anexo E: Aprobación del Protocolo por parte del Comité de Bioética en Investigación del Área de la Salud.



UCuenca / COBIAS

**UNIVERSIDAD DE CUENCA
COMITÉ DE BIOÉTICA EN INVESTIGACIÓN DEL ÁREA DE LA SALUD**

Oficio Nro. UC-COBIAS-2022-547
Cuenca, 4 de octubre de 2022

Investigadora
Paula Dennise Delgado Sangolquí
Presente.-

El Comité de Bioética en Investigación del Área de la Salud de la Universidad de Cuenca, le informa que su protocolo de investigación con código 2022-077EO-TM, titulado *“Calibración Dosimétrica de haces de Electrones de baja Energía de uso clínico con cámara de Ionización Cilíndrica utilizando el protocolo de Dosimetría Trs 398 Modificado, En el Instituto del Cáncer Solca Núcleo Cuenca, Periodo Agosto 2022 – Diciembre 2022”*, se encuentra **EXIMIDO**, en la sesión extraordinaria Nro. 210 con fecha 03 de octubre de 2022.

El protocolo se declara eximido puesto que no presente elementos para pasar evaluación dentro del COBIAS-UCuenca

Particular que comunico para los fines pertinentes.

Atentamente,

Digitally signed by
**VICENTE MANUEL
SOLANO PAUCAY**
0105017289
EC

Dr. Vicente Solano Paucay
Presidente del COBIAS-UCuenca

C/C: archivo.
Elaborado por: FRA

Anexo F: Aprobación del Protocolo de Investigación por parte del Directivo de la Facultad de Ciencias Médicas.

UCUENCA

Memorando Nro. UC-FCMSECABO-2022-1013-M

Cuenca, 26 de octubre de 2022

PARA: Mgt. Sandra Elizabeth Aguilar Riera
Directora de la Carrera de Imagenología

Pilar Silvana Verdugo Sanchez
Analista de Gestión de Facultad

ASUNTO: Resolución Nro. 786 CD-19-OCT-2022 CDFCM Aprobación protocolos y ratificación protocolos carrera Imagenología y Radiología

De mi consideración:

El Consejo Directivo de la Facultad de Ciencias Médicas en sesión celebrada el día 19 de octubre de 2022, conoció el memorando Nro. UC-DEIMAGEN-2022-0084-M, de fecha 03 de octubre de 2022

Que en la parte pertinente indica: "Luego de un cordial saludo, por medio del presente me permito solicitar comedidamente por su digno intermedio ante el H. Consejo Directivo la aprobación de los protocolos de la Unidad de Integración Curricular I de la Carrera de Imagenología y Radiología, mismos que cuentan con la aprobación de COBIAS:

- PREVALENCIA DE GONARTROSIS DIAGNOSTICADO MEDIANTE RADIOGRAFÍA AP Y LATERAL DE RODILLA EN PACIENTES DE 40 A 80 AÑOS; CLÍNICA LATINO, CUENCA ENERO 2019-DICIEMBRE 2021. AUTORAS: CAROLINA CHICAIZA Y EVELYN SALAZAR.
- PREVALENCIA DE LESIONES EN LIGAMENTOS Y MENISCOS DIAGNOSTICADOS MEDIANTE RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA EN PACIENTES DE 20 A 70 AÑOS, HOSPITAL DE ESPECIALIDADES JOSÉ CARRASCO ARTEAGA, CUENCA, ENERO 2018 – DICIEMBRE 2021. AUTORAS: AMY VALAREZO Y DANIELA CALDERÓN.
- PREVALENCIA DE DISCOPATÍA DEGENERATIVA EN COLUMNA CERVICAL DIAGNOSTICADA POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN PACIENTES DE 30 A 80 AÑOS EN EL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES JOSÉ CARRASCO ARTEAGA CUENCA, ENERO - DICIEMBRE 2019. AUTORES: ALEXANDER MALDONADO Y MARÍA JOSÉ BERMEO.

Conoció además el memorando Nro. UC-DEIMAGEN-2022-0091-M, de fecha 17 de octubre de 2022, que en la parte pertinente indica: "Luego de un cordial saludo, por medio del presente, me permito remitir el protocolo de investigación correspondiente a la Unidad de Integración Curricular I, de las estudiantes Paula Delgado y Vanesa Herrán, denominado " Calibración Dosimétrica de Haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS 398 modificado en el Instituto del Cáncer SOLCA Cuenca, periodo agosto 2022- diciembre 2022, el mismo que ha cumplido con todo lo requerido.

UCUENCA

Memorando Nro. UC-FCMSECABO-2022-1013-M

Cuenca, 26 de octubre de 2022

En apego a lo dispuesto en los artículos 226, 350 y 355 incisos primero y segundo de la Constitución de la República del Ecuador, en los arts. 17 y 18 de la Ley Orgánica de Educación Superior, en uso de las atribuciones que le otorga el art. 43 literal "g" del Estatuto de la Universidad de Cuenca, por unanimidad RESOLVIÓ: 1) Acoger los informes presentados por la Dirección de Carrera de Imagenología y Radiología y consecuentemente aprobar y ratificar los protocolos de conformidad con la información constante en los memorandos Nro. UC-DEIMAGEN-2022-0084-M y Nro. UC-DEIMAGEN-2022-0091-M, notificar con el contenido de la presente resolución a la Dirección de Carrera y a la Analista de Gestión para su conocimiento y notificación correspondiente.

Particular que comunico para los fines pertinentes.

Con sentimientos de distinguida consideración.

Atentamente,

Documento firmado electrónicamente

Dra. María José Carrión Andrade
SECRETARIA ABOGADA DE LA FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS

Copia:

Dra. Vilma Mariela Bojorque Ñeguez
Decana de la Facultad de Ciencias Médicas

Dr. Fernando Eugenio Castro Calle
Subdecano de la Facultad de Ciencias Médicas

Dra. Ana Beatriz Guapisaca Vargas
Secretaria Abogada de la Facultad de Ciencias Médicas

MARIA JOSE CARRION ANDRADE
USUARIO: 808647118, CONTRASEÑA: 808647118, DIRECCION: CARRERA DE CIENCIAS MÉDICAS, INSTITUCION: UNIVERSIDAD DE CUENCA, FECHA: 2022-10-26 11:05:42 AM, IP: 10.10.10.10

www.ucuenca.edu.ec



2/2

Anexo G: Carta de interés por parte de las investigadoras para realizar el proyecto de investigación en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo Cuenca.

Cuenca, 07 de noviembre del 2022

Doctor
Raúl Alvarado Corral
DIRECTOR DEL INSTITUTO DEL CANCER SOLCA CUENCA
Ciudad

De nuestras consideraciones:


Un cordial saludo. Paula Dennise Delgado Sangolquí y Vanesa Milena Herrán López, estudiantes de la Universidad de Cuenca, solicitamos a Usted comedidamente la autorización correspondiente para la realización en el Instituto del Cáncer Solca Cuenca de la tesis titulada "Calibración Dosimétrica de haces de Electrones de baja Energía de uso clínico con cámara de Ionización Cilíndrica utilizando el protocolo de Dosimetría Trs 398 Modificado, En el Instituto del Cáncer Solca Núcleo Cuenca, Período Agosto 2022 – Diciembre 2022", bajo la dirección del Dr. Fabián Erazo C. Jefe del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica.


El protocolo de la mencionada tesis se encuentra aprobado por la Universidad de Cuenca.

Se adjunta a esta solicitud tanto el protocolo para el desarrollo de la tesis así como las aprobaciones correspondientes por la Universidad de Cuenca.


Por la favorable acogida le anticipamos nuestros más sinceros agradecimientos.

Atentamente,


Paula Delgado S.


Vanesa Herrán L.

ADJ: Protocolo de Tesis
Documento de Aprobación





INSTITUTO DEL CANCER CUENCA

DIRECCIÓN: AV. EL PARAISO Y AGUSTIN LANDIVAR • TELFS: (593) 7 4096566 - (593) 7 4096567 - (593) 7 4096568
(593) 7 4096570 • APARTADO: 01.01.1601
CUENCA - ECUADOR

E-mail: bioinfo@institutodelcancer.med.ec • <http://www.institutodelcancer.med.ec>

Cuenca, 20 de diciembre de 2022

El departamento de Docencia del Instituto del Cáncer SOLCA, Núcleo de Cuenca

CERTIFICA

Que el proyecto solicitado por las estudiantes de la Universidad de Cuenca de la carrera de imagen, Paula Dennise Delgado y Vanesa Herrán López, llamado "Calibración Dosimétrica de haces de Electrones de baja Energía de uso clínico con cámara de Ionización Cilíndrica utilizando el protocolo de Dosimetría Trs 398 Modificado, En el Instituto del Cáncer Solca Núcleo Cuenca, Periodo Agosto 2022 –Diciembre 2022" fue autorizado para que se realice en SOLCA - Cuenca, bajo la dirección del Doctor Fabián Erazo

Es cuanto informo en honor a la verdad.

Dr. Andrés Andrade
JEFE DE DOCENCIA
SOLCA -CUENCA

 Dr. Andrés Andrade
JEFE DE DOCENCIA

Anexo H: Autorización por parte del Directivo del Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo Cuenca para el uso de las instalaciones.

MEMORANDUM

PARA: LCDO. GEOVANNY ALVAREZ – ADMINISTRACION
DE: DR. HUMBERTO QUITO R. – RADIOTERAPIA
REF: RT-ADM 360-23
FECHA: 13 DE ENERO DEL 2023
ASUNTO: COORDINAR ACCESO AL AREA DE RADIOTERAPIA

De mis consideraciones:

Un cordial saludo. Por medio del presente solicito a Usted de la manera más comedida coordinar con quien corresponda el acceso al área de Radioterapia para los días domingos a partir del 15 de enero del año en curso hasta concluir el trabajo que el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica realizará en los Aceleradores Lineales True Beam Premium H192678 y Performance H192709 ajustando la dosimetría física de los mismos.

El personal que laborará a partir de las 08H00 es:

Fis. Med. Alejandro Rincones
Dr. Fabián Erazo.

Además a este proceso asistirán las estudiantes Vanesa Herrán López y Paula Delgado Sangolquí como parte de la elaboración de su tesis debidamente autorizada por la Dirección del Instituto a través del Departamento de Docencia.

Particular que informo para los fines pertinentes.

Atentamente,



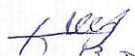
Dr. Humberto Quito R.
JEFE DE RADIOTERAPIA

Dr. Humberto Quito Ruilova
ESPECIALISTA
EN RADIO ONCOLOGIA
M.S.P. L-1 "O" F3 N°7
SENECYT 1033R-09-2321


ss.

Cc: Archivo RT
Eco. Luis Moyano – Recursos Humanos

UB. 01. 23
15:22



Anexo I: Aprobación del Abstract por parte del Departamento de Idiomas.



(TRANSLATION)

UNIVERSIDAD DE CUENCA

Page 1 of 1

-----Beginning of translation-----

Abstract

Nº 0024733

Background: The main protocol for physical dosimetry used to characterize medical linear accelerators is that of the International Atomic Energy Agency (IAEA). This protocol presents the use of plane-parallel ionization chambers for electron beams featuring R_{50} 4.0 g/cm². Muir's studies suggest a modified formalism for electron beam reference dosimetry of the IAEA procedure. For this, updated correlation factors are used and calculated through Monte Carlo methods.

Objective: To determine low-energy electron beam reference dosimetry in a linear accelerator with a cylindrical ionization chamber according to Muir's modified TRS-398 dosimetry protocol.

Methodology: This is a descriptive-prospective study. Therefore, data collection was based on information obtained using Mephysto software and devices to measure pressure, temperature, and a clinical dosimetry system to measure charges in an electron-beam linear accelerator.


Results: After reference dosimetry was determined using the TRS-398 protocol, Muir's absolute dosimetry is carried out. The differences between the two are less than 1.2%.

Conclusions: It is possible to use Muir's electron-beam absolute dosimetry in an accelerator since percentage difference is less than 1.2% in regard to the standard system.

Keywords: Dosimetry, electrons, radiotherapy, TRS-398, linear accelerator

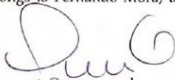
-----End of translation-----

I, Fernando Mora, hereby attest that I am a translator appointed by the Language Institute of the University of Cuenca, and I have translated this document. To the best of my knowledge, ability, and belief, this is a true, accurate, and complete translation of the original Spanish document that was provided to me.

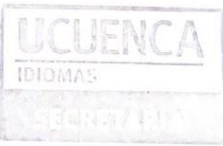


fernando.mora@ucuenca.edu.ec
Cell phone: 0992913938

I, Verónica Gárate, Registrar of the Language Institute of the University of Cuenca, hereby attest that the above signature is authentic and belongs to Fernando Mora, teacher and translator currently working in this institution.



veronica.garate@ucuenca.edu.ec
Cuenca, March 20, 2023



Processed by Alejandro Carrasco
Fee No. 1678901918681

Anexo J: Informe de Cumplimiento de UIC II por parte del director de Tesis

ANEXO 5.

Informe de cumplimiento de UIC, II

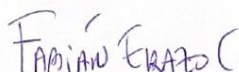
PhD. FABIÁN GONZALO ERAZO
CALUQUI

INFORMO

Que, se ha procedido en calidad de tutor a la revisión de los contenidos teóricos, diseño metodológico, ortografía, redacción, referencias bibliográficas y se procedió a revisar en el programa ANTIPLAGIO disponible en la Universidad de Cuenca, informe final del proyecto de investigación "Calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS 398 modificado, en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca, período Agosto 2022 - Diciembre 2022" realizado por las estudiantes Vanesa Milena Herrán López y Paula Dennise Delgado Sangolquí, previo a la obtención del título de Licenciadas en Imagenología y Radiología.

Considero que es un aporte para el campo de la salud, por lo que solicito muy comedidamente a la Comisión Académica de la Carrera de Imagenología y Radiología se realice el trámite respectivo para la aprobación.

Cuenca, 06 de Marzo de 2023



FIRMA DEL TUTOR





Dr. Fabián Erazo C.
ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA Y RR.
M.S.P.: 1001784030
SENESCYT: 72419178

Anexo K: Informe Urkund

Document Information	
Analyzed document	TESIS HERRAN DELGADO.pdf (D159801288)
Submitted	3/1/2023 4:27:00 PM
Submitted by	Fabian
Submitter email	fabian.erazo@ucuenca.edu.ec
Similarity	0%
Analysis address	fabian.erazo.ucuen@analysis.orkund.com

Sources included in the report
<p>Entire Document</p> <p>Universidad de Cuenca Facultad de Ciencias Médicas Carrera de Imagenología y Radiología Calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS398 modificado, en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca, período Agosto 2022 - Diciembre 2022. Trabajo de titulación previo a la obtención del título de: Licenciadas en Imagenología y Radiología. Modalidad: Proyecto de investigación AUTORAS: Vanesa Milena Herrán López Paula Dennise Delgado Sangolquí DIRECTOR: Fabián Gonzalo Erazo Caluquí ORCID: 0000-0003-1942-0788 Cuenca-Ecuador 2 06 Marzo 2023 Vanesa Milena Herrán López - Paula Dennise Delgado Sangolquí 1 Resumen Antecedentes: El principal protocolo de dosimetría física utilizado para caracterizar aceleradores lineales médicos es del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [1]. Este protocolo establece para la caracterización de la dosis absoluta de haces de electrones la utilización de cámaras de ionización plano-paralelas para los haces con un $R 50 \leq 4,0 \text{ g/cm}^2$. El trabajo de Muir [3] propone una modificación al formalismo de la dosimetría de referencia de los haces electrones del protocolo de la OIEA para lo cual utiliza factores de corrección actualizados y calculados mediante métodos Monte Carlo. Objetivo: Establecer la dosimetría de referencia de haces de electrones de baja energía en un acelerador lineal con una cámara de ionización cilíndrica de acuerdo a la modificación del protocolo de dosimetría TRS398 realizada por Muir [3]. Metodología: Esta investigación es de tipo descriptivo – prospectivo por tanto la recolección de los datos estuvo basada en el uso de valores obtenidos utilizando el software Mephisto y equipos para medir la presión, temperatura y un sistema de dosimetría clínica para medir cargas en un acelerador lineal con haces de electrones. Resultados: Establecida la dosimetría de referencia con el protocolo estándar TRS398 se trabaja en la dosimetría absoluta con la propuesta de Muir. Las diferencias entre las dos propuestas son menores a 1,2%. Conclusiones: Es posible utilizar la propuesta de Muir para la dosimetría absoluta de haces de electrones en un acelerador puesto que las diferencias porcentuales son inferiores al 1,2% respecto del sistema estándar. Palabras clave: Dosimetría - Electrones - Radioterapia - TRS398 - Acelerador Lineal. Vanesa Milena Herrán López - Paula Dennise Delgado Sangolquí</p>




Dr. Fabián Erazo C.
ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA Y P.R.
 M.S.P.: 1001784030
 SENESCYT: 72419178

Anexo L: Registro de Tutorías UIC II (200 horas)

ANEXO6.

INFORME TUTOR DE ACTIVIDADES FIRMAR TUTOR Y ESTUDIANTE
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

REGISTRO DE TUTORÍAS DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN UIC II

Carrera: Imagenología y Radiología.

Código: 2022-077ED-TM

Fecha de aprobación del proyecto de investigación: 03 de Octubre de 2022

Título del proyecto: "Calibración dosimétrica de haces de electrones de baja energía de uso clínico con cámara de ionización cilíndrica utilizando el protocolo de dosimetría TRS 398 modificado, en el Instituto del Cáncer SOLCA Núcleo de Cuenca, período Agosto 2022 - Diciembre 2022"

Estudiantes: Vanesa Milena Herrán López y Paula Dennise Delgado Sangolquí

N. Asesoría	Tema revisado y observaciones	*Horas Aprendizaje - Tutoría	Forma de verificación de las horas autónomas	Fecha de tutoría	Firma del estudiante	Firma del tutor
1	Desarrollo de introducción y planteamiento	2		07-11-2022	<i>Vanesa Herrán López</i> <i>Paula Dennise Delgado</i>	<i>Fabián Franco L.</i>
2	Desarrollo de Justificación	2		15-11-2022	<i>Vanesa Herrán López</i> <i>Paula Dennise Delgado</i>	<i>Fabián Franco L.</i>
3	Desarrollo de Marco Teórico	3		27-11-2022	<i>Vanesa Herrán López</i> <i>Paula Dennise Delgado</i>	<i>Fabián Franco L.</i>
4	Aprobación de recolección de datos	2		20-12-2022	<i>Vanesa Herrán López</i> <i>Paula Dennise Delgado</i>	<i>Fabián Franco L.</i>

5	recolección de datos	84		26-12-2022	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
6	Desarrollo de cálculo de datos	48		28-12-2022	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
7	Desarrollo de resultados	3		02-01-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
8	Desarrollo de discusión	2		05-01-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
9	Desarrollo de conclusiones y recomendaciones	2		12-01-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
10	Anexo de fotografía final de recolección de datos (sacar)	4		20-01-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
11	corrección de cálculos de datos	1		24-01-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
12	revisión de tesis	36		05-02-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
13	corrección de tesis	2		10-02-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
14	Desarrollo y revisión del abstract Fórmulas de idiomas	1		16-02-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
15*	Retiro de documento revisión del abstract	4		28-02-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.
16*	Desarrollo de anexos faltantes	9		01-03-2023	Milena López Paula Delgado	Famian Emma L.

• Estas semanas serian de la Carrera de Medicina.

Anexo M: Operacionalización de las Variables

Variable	Definición Conceptual	Dimensiones	Indicador	Escala
Energías de los haces de electrones.	Medida física determinada para la descripción de la capacidad de realizar un trabajo.	Medida física de uso clínico.	06 MeV. 09 MeV. 12 MeV. 15 MeV. 18 MeV.	Cuantitativa.
Presión.	Magnitud dosimétrica que relaciona la fuerza con respecto al área.	Magnitud dosimétrica.	Se mide en milibares (Mba) o Pascales.	Cuantitativa.
Temperatura.	Magnitud física que determina la noción de calor.	Magnitud física	Se expresa en grados Celsius.	Cuantitativa.
Dosis máxima.	Cantidad máxima de energía que puede llegar a medirse.	Cantidad máxima de energía.	Se mide en Gray por centímetro (mGy*cm).	Cuantitativa.
R_{so}.	Profundidad de hemiabsorción.	Calidad de los haces. Energía de haces.	Se expresa en g/cm ² .	Cuantitativa.
Z_{ref}.	Profundidad de referencia para determinar la posición exacta de la cámara de ionización.	Profundidad. Posición exacta.	Se expresa en centímetros (cm).	Cuantitativa.
PDD_{ref}.	Porcentaje de dosis en profundidad del valor de referencia.	Tasa de dosis absorbida.	Se expresa en porcentaje respecto del valor máximo.	Cuantitativa.
K_Q.	Factor de conversión de la calidad del haz de energía.	Factor de conversión.	Relación entre dos variables expresadas en fracciones equivalentes.	Cuantitativa.
Carga Q.	Propiedad física que poseen varias partículas.	Fuerza atracción. Fuerza repulsión.	Se expresa en Nanoculombio (nC)	Cuantitativa.
N_{D,w,Qo}.	Factor de calibración de un dosímetro, expresado en términos de dosis absorbida en agua.	Calibración: Dosis absorbida:	Ajuste de parámetros para el correcto funcionamiento. Cantidad de energía depositada por unidad de masa.	Cuantitativa.
Output.	Dosis de salida absoluta del acelerador lineal.	Dosis absoluta:	Sumatoria de la cantidad exacta calculada.	Cuantitativa.