
Análisis comparativo de los protocolos de
determinación de dosis absorbida para haces
externos en radioterapia TRS 398 y TRS 398
(rev), para fotones de 6 MV

Evelyn Fernanda López Peiro



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ciencias y Humanidades



**Análisis comparativo de los protocolos de
determinación de dosis absorbida para haces
externos en radioterapia TRS 398 y TRS 398 (rev),
para fotones de 6 MV**

Trabajo de graduación en modalidad de tesis presentado por
Evelyn Fernanda López Peiro
Para optar al grado académico de Licenciada en Física

Guatemala,
2026

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ciencias y Humanidades




**Análisis comparativo de los protocolos de
determinación de dosis absorbida para haces
externos en radioterapia TRS 398 y TRS 398 (rev),
para fotones de 6 MV**

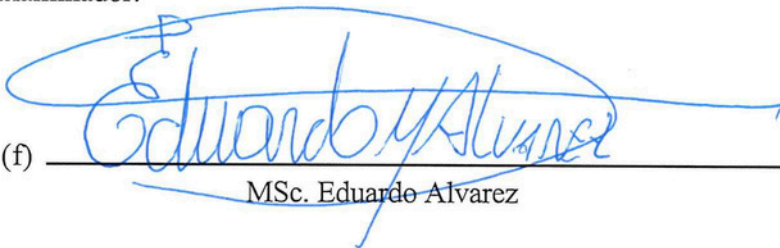
Trabajo de graduación en modalidad de tesis presentado por
Evelyn Fernanda López Peiro
para optar al grado académico de Licenciada en Física

Guatemala,
2026


Vo.Bo.:

(f) 
Ph.D. Erick Estuardo Hernández García

Tribunal Examinador:

(f) 
MSc. Eduardo Alvarez

(f) 
MSc. Irene Aguilar

(f) 
M.A. Yasmin A. Portillo Ch.

Fecha de aprobación: Guatemala, 31 de enero del 2026.

Agradecimientos

Este logro no es solo mío, sino el resultado del amor, el apoyo y la fortaleza de muchas personas que me acompañaron a lo largo de este camino.

A mi madre, mi ejemplo más grande de fortaleza y entrega, gracias por ser mi pilar en cada momento, por tus sacrificios silenciosos y tu amor incondicional. Gracias por enseñarme a resistir incluso cuando la vida parece demasiado pesada. Todo lo que soy es, en gran parte, por ti.

A mis hermanos, que a su manera siempre estuvieron presentes, brindándome ayuda, comprensión y motivos para seguir adelante.

A mi padre, por su apoyo en mi formación profesional y por contribuir a que hoy pueda alcanzar esta meta tan importante.

A mi abuela, con todo mi amor y gratitud, por creer en mí y por ser una de mis mayores inspiraciones para terminar esta carrera. Gracias por enseñarme a ser fuerte, perseverante y luchadora. Aunque ya no esté físicamente, su cariño y sus enseñanzas me acompañaron en cada paso de este camino.

A mi asesor, Erick Hernández, por su tiempo, paciencia y dedicación. Gracias por compartir su conocimiento, por enseñarme todo lo que sé sobre física médica y por motivarme a seguir aprendiendo.

A mis profesores, quienes compartieron conmigo su pasión por la ciencia, su compromiso con la enseñanza y su deseo de formar profesionales íntegros.

A mi novio, Sebastián, por estar a mi lado en cada desvelo, en cada día de cansancio o frustración, cuando sentía que ya no podía más. Gracias por tu paciencia, por creer en mí incluso cuando yo no lo hacía, y por recordarme que el amor también puede ser un refugio en medio del esfuerzo.

A mis amigos de carrera, por su compañía, las risas compartidas y las largas jornadas de estudio. Gracias por acompañarme en este viaje, por hacer más livianos los momentos difíciles y por compartir la alegría de llegar hasta aquí.

Finalmente, a todos aquellos que me ofrecieron su apoyo, su tiempo o una palabra de aliento, gracias. Cada gesto, consejo o muestra de cariño contribuyó a que este sueño hoy sea una realidad.

A todos ustedes, gracias por ser parte de este capítulo de mi vida.

Agradecimientos	v
Lista de figuras	VIII
Lista de cuadros	IX
Glosario	X
Resumen	XII
1. Introducción	1
2. Objetivos	2
2.1. Objetivos generales	2
2.2. Objetivos específicos	2
3. Antecedentes	3
4. Justificación	4
5. Marco teórico	5
5.1. Fundamentos físicos de radioterapia	5
5.1.1. Radiación	5
5.1.2. Interacción de la radiación con la materia	5
5.1.3. Interacción de los fotones	6
5.1.4. Efecto fotoeléctrico	6
5.1.5. Efecto Compton	7
5.1.6. Producción de pares	9
5.2. Radioterapia	10
5.2.1. Tipos de radioterapia	11
5.2.2. Tipos de haces de radiación	11
5.2.3. Acelerador lineal	11
5.3. Dosimetría en radioterapia	12
5.3.1. Dosis absorbida	12
5.3.2. Dosis equivalente	13
5.3.3. Kerma	14
5.3.4. Porcentaje de dosis de profundidad (PDD)	15
5.3.5. Relación tejido - maniquí (TPR)	15

5.4.	Cámaras de ionización	16
5.4.1.	Clasificación de cámaras de ionización	16
5.5.	Protocolo TRS398 y su revisión	18
5.5.1.	Importancia del protocolo TRS398 Rev y ventajas	18
5.5.2.	Formalismo	20
5.5.3.	Corrección por la calidad del haz de radiación k_{Q,Q_0}	21
5.5.4.	Factores de corrección por magnitudes de influencia	22
5.5.5.	Lectura corregida de la cámara de ionización	23
5.5.6.	Condiciones de referencia para calidad del haz	23
5.5.7.	Estimación de incertidumbre	25
5.5.8.	Garantía de calidad	26
6.	Metodología	28
6.1.	Fase 1: Análisis teórico-comparativo documental	28
6.2.	Fase 2: Aplicación experimental clínica del control de calidad	29
7.	Resultados	30
7.1.	Datos generales de equipo	30
7.2.	Lecturas del dosímetro obtenidas	31
7.3.	Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de 6 MV con protocolo TRS 398	31
7.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de 6 MV con protocolo TRS 398 rev	34
7.5.	Porcentaje de variación de la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} entre ambos protocolos	36
7.6.	Diferencias conceptuales y metodológicas entre ambos protocolos	37
8.	Discusión	38
9.	Conclusiones	40
10.	Recomendaciones	41
11.	Referencias	42

Lista de figuras

5.1. Efecto fotoeléctrico.	7
5.2. Efecto Compton.	8
5.3. Coeficiente electrónico Compton frente a la energía del fotón.	8
5.4. Producción de pares.	9
5.5. Predominancia de los efectos individuales.	10
5.6. Componentes y sistemas operacionales de un acelerador lineal en radioterapia.	12
5.7. Porcentaje de dosis de profundidad donde d es cualquier profundidad y d_o es la dosis de profundidad de referencia máxima.	15
5.8. Diseño básico de una cámara de ionización de tipo Farmer cilíndrica.	16
5.9. Diagrama del diseño de la cámara de ionización de dedal, donde A es la capa de aire con cavidad de aire, B es la capa de aire sólida con cavidad de aire y C es la cámara de dedal.	17
5.10. Fotografía de una cámara de ionización Farmer (PTW Tipo 30010).	17
5.11. Fotografía de una cámara de ionización de placas paralelas de 0.02cm^3 (PTW Tipo 3045).	18
5.12. El cociente de los coeficientes de calibración para haces de ^{60}Co , $N_{D,w}/N_K$	20

Lista de Cuadros

5.1. Factores de calidad recomendados para distintos tipos de radiación	14
5.2. Condiciones de referencia utilizadas para la calibración de cámaras de ionización en la radiación Gamma de ^{60}Co en laboratorios de calibración	21
5.3. Coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de k_s	23
5.4. Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de fotones ($TPR_{20,10}$)	24
5.5. Condiciones de referencia para determinar la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía	25
5.6. Comparación de incertidumbres combinadas	25
7.1. Características del equipo de medición y condiciones de referencia	30
7.2. Lectura del dosímetro sin corregir en V1 y lecturas en cada voltaje	31
7.3. Valores calculados de k_{Q,Q_0} para haces de fotones de alta energía para la cámara de ionización PTW 30013 Farmer en función de la calidad del Haz $TPR_{20,10}$	33
7.4. Diferencias principales entre los protocolos TRS-398 (2000) y TRS-398 Rev (2024). .	37

Dosimetría: medición y cálculo de la dosis absorbida por los tejidos en radioterapia para garantizar la eficacia del tratamiento y la seguridad del paciente
Dosis absorbida (Gy): cantidad de energía depositada por la radiación en un material por unidad de masa, medida en Gray (Gy)

Efecto fotoeléctrico: interacción del fotón con un electrón ligado, en la que el fotón transfiere toda su energía al electrón, el cual es expulsado. Predomina a bajas energías y en materiales de alto número atómico

Electrones: partículas subatómicas con carga negativa; en radioterapia se usan para tratar lesiones superficiales debido a su alcance limitado

Fotones: partículas de luz que viajan como ondas electromagnéticas; en radioterapia, son los rayos X o rayos gamma utilizados para depositar dosis en tejidos

IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy): radioterapia de intensidad modulada, en la que la intensidad de los haces se varía dentro de un mismo campo para conformar la dosis al tumor y proteger tejidos sanos

Lesiones superficiales: tumores o lesiones localizadas cerca de la superficie del cuerpo, tratables con electrones debido a su penetración limitada

LET (Linear Energy Transfer): transferencia lineal de energía; cantidad de energía que una partícula ionizante deposita por unidad de longitud de su trayectoria

PDD (Percentage Depth Dose): porcentaje de dosis absorbida en profundidad en un medio homogéneo respecto a la dosis máxima; usado para caracterizar la penetración de haces de fotones o electrones

Pico de Bragg: fenómeno de los protones y partículas cargadas, donde depositan la mayor parte de su energía al final de su trayectoria, permitiendo irradiar tumores con mínima dosis a tejidos sanos

Protones: partículas subatómicas con carga positiva; utilizados en protonterapia por su capacidad de depositar dosis localizada (pico de Bragg)

Radiación: emisión y propagación de energía a través del espacio o de un medio material, mediante ondas electromagnéticas o partículas subatómicas

RBE (Relative Biological Effectiveness): efectividad biológica relativa; relación de la dosis de referencia a la dosis de radiación en estudio necesaria para producir el mismo efecto biológico

TPR (Tissue-Phantom Ratio): razón de dosis absorbida a una cierta profundidad en un fantoma de agua respecto a la dosis a una profundidad de referencia, utilizado para calcular dosis en radioterapia externa

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy): técnica de radioterapia que entrega la dosis mediante un arco continuo, modulando simultáneamente la intensidad del haz y la velocidad del giro del acelerador, logrando tratamientos precisos y rápidos

Se llama dosimetría a la medida y caracterización de haces de radiación ionizante (fotones y partículas). La dosimetría precisa es esencial en radioterapia para garantizar la seguridad del paciente y la efectividad del tratamiento, siendo esto un impacto directo a la salud y recuperación de los pacientes. Sin embargo, las constantes innovaciones tecnológicas y metodológicas en el campo de la física médica, demandan una evaluación y actualización de los protocolos de dosimetría utilizados. Además, la implementación de protocolos de dosimetría puede variar considerablemente en distintas regiones y centros clínicos adaptándose a los recursos disponibles y el acceso a tecnologías avanzadas.

En Guatemala, la adopción de protocolos actualizados se enfrenta a retos que subrayan la necesidad de investigaciones que orienten la elección del protocolo más adecuado para cada contexto clínico. Dados estos desafíos, se tuvo como objetivo principal realizar un análisis comparativo del protocolo de dosimetría TRS 398 publicado en el año 2000 por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA por sus siglas en inglés) y su revisión actualizada en año 2024, enfocado específicamente en fotones de 6 MV.

Este estudio tiene como objetivo documentar y analizar los avances metodológicos y tecnológicos de forma cuantitativa, con el fin de proporcionar una información que permita, tomar decisiones sobre la adaptación de la revisión realizada al TRS 398 en el año 2024. Se espera que los resultados de este estudio proporcionen una base sólida que dé confianza al adoptar este nuevo protocolo, proporcionando un marco de referencia que evalúe las ventajas y limitaciones de cada versión.

CAPÍTULO 1

Introducción

El tratamiento de cáncer (maligno o benigno) se lleva a cabo por diferentes tratamientos como lo son la cirugía, quimioterapia y radioterapia; más del 50 % de los pacientes con cáncer son remitidos a radioterapia. La administración precisa de dosis de radiación es importante para maximizar la eficacia del tratamiento y minimizar efectos secundarios en los tejidos sanos, mejorando la seguridad del paciente *Primum non nocere* (Hipócrates). Frente a estas circunstancias y dada la importancia de los protocolos de dosimetría para establecer metodologías en la medición de dosis, se propuso como trabajo de graduación realizar un análisis comparativo entre el protocolo Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa TRS 398 y su revisión, evaluando los avances metodológicos y datos cuantitativos incorporados en la revisión específicamente para fotones de 6 MV.

Durante la investigación preliminar se observó que la revisión del protocolo TRS 398 fue publicada recientemente (año 2024), lo que motivó la decisión de realizar un análisis exhaustivo de ambos protocolos como parte del proceso de adopción. Para las clínicas y centros de radioterapia, la precisión dosimétrica es esencial para garantizar tratamientos efectivos. Dado que la actualización del protocolo incluye mejoras que podrían impactar significativamente en la práctica clínica, se debe evaluar la variación que ha tenido esta versión en comparación con la versión anterior. Esta evaluación no pretende cuestionar la validez del nuevo protocolo, sino garantizar que su implementación maximice la eficacia y seguridad del tratamiento en el entorno clínico.

Esta investigación no solo busca realizar un análisis comparativo de los protocolos, sino también proporcionar información que permita a las clínicas tomar decisiones informadas asegurando que la adopción del protocolo revisado mejore efectivamente la calidad del tratamiento.

2.1. Objetivos generales

1. Determinar la dosis absorbida en agua en radioterapia externa con el protocolo TRS 398 publicado en el año 2000 y su revisión publicada en el año 2024.
2. Documentar los avances metodológicos y mejoras tecnológicas en dosimetría clínica para fotones de 6 MV.
3. Evaluar cómo la revisión del protocolo Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa TRS 398 puede influir en la precisión de la dosimetría y calidad del tratamiento en clínicas de radioterapia.
4. Contribuir al conocimiento en física médica mediante la publicación y difusión de los hallazgos obtenidos de la investigación.

2.2. Objetivos específicos

- Identificar los beneficios tangibles en la implementación del protocolo TRS 398 Rev 1 en comparación con su versión anterior, con el fin de ayudar a las clínicas de radioterapia a tomar decisiones informadas sobre la adopción del protocolo.
- Promover la evaluación crítica de los protocolos de dosimetría para facilitar la integración de mejoras tecnológicas en el campo de la física médica.

La dosimetría en radioterapia es una disciplina que garantiza que la dosis absorbida por el tejido tumoral y los órganos sanos adyacentes sea la adecuada, precisa y reproducible. El protocolo TRS 398 "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa", publicado en el año 2000 por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), estableció un estándar internacional para la calibración dosimétrica de haces de radiación utilizados en tratamientos clínicos, con base en la dosis absorbida en agua utilizando cámaras de ionización calibradas en haces de referencia de ^{60}Co [IAEA, 2000].

Durante más de dos décadas, este protocolo ha sido ampliamente utilizado en instituciones de radioterapia. Sin embargo, desde su publicación, la tecnología de los aceleradores lineales, los detectores dosimétricos y las técnicas de planificación de tratamientos ha avanzado significativamente. Nuevas modalidades como radioterapia volumétricamente modulada VMAT, radioterapia por intensidad modulada IMRT y radiocirugía estereotáctica han exigido mayor precisión y control en la determinación de la dosis absorbida.

En respuesta a estas necesidades, el OIEA publicó en 2024 una versión revisada del protocolo: el *TRS 398 Rev.1* [IAEA, 2024]. Este documento incorpora actualizaciones en los factores de corrección, amplía las tablas de k_Q para incluir cámaras modernas, revisa el tratamiento de la incertidumbre y redefine conceptos clave como el punto efectivo de medición.

En este contexto, se vuelve fundamental comparar ambas versiones para evaluar las diferencias técnicas y metodológicas que puede tener la transición al nuevo protocolo en el contexto de haces externos de fotones de 6 MV.

La dosimetría clínica garantiza la calidad y seguridad en los tratamientos de radioterapia. El protocolo TRS 398, publicado en el año 2000 por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), se ha consolidado como el estándar internacional para la calibración de haces externos en términos de dosis absorbida en agua. Sin embargo, los avances tecnológicos en equipos de medición, aceleradores lineales y técnicas dosimétricas han motivado una revisión profunda del protocolo, culminando en la publicación del TRS 398 Rev.1 en el año 2024.

Esta actualización introduce cambios en factores de corrección, tablas de calibración para nuevos modelos de cámaras de ionización, estimación de incertidumbres, condiciones de referencia y posicionamiento del detector, entre otros. A pesar de estas mejoras, muchas instituciones continúan utilizando la versión anterior por cuestiones de inercia operativa, desconocimiento de los cambios o limitaciones técnicas.

En este contexto, se vuelve necesario realizar una comparación rigurosa entre ambas versiones del protocolo para determinar el impacto real de los cambios propuestos. Esta tesis busca evaluar las diferencias dosimétricas cuantitativas y metodológicas que puedan afectar la dosis absorbida en agua determinada para haces de fotones de 6 MV, con el fin de establecer recomendaciones basadas en evidencia para su implementación clínica. De esta manera, se busca contribuir a la mejora continua de los procesos de control de calidad en radioterapia, optimizando la precisión y seguridad del tratamiento de los pacientes.

La radioterapia, la cirugía y quimioterapia son los tratamientos para el cáncer ya sea como tratamiento único o combinado; el 50 % de los pacientes oncológicos necesitará radioterapia durante el curso de su enfermedad [Vlasov, 2024]. Su eficacia depende de la precisión en la entrega de dosis por lo que mediante protocolos estandarizados de dosimetría se tiene un control dosimétrico de los haces de radiación. El protocolo TRS398 del OIEA ha sido un referente internacional para la calibración de haces de radiación en radioterapia [Vlasov, 2024]. Sin embargo, la reciente revisión del protocolo, TRS398 Rev, introduce modificaciones que buscan mejorar la precisión en la determinación de dosis absorbida.

Para comprender los resultados de esta investigación es importante demarcar apropiadamente los parámetros teóricos dentro de los cuales los datos de la investigación fueron captados e interpretados.

5.1. Fundamentos físicos de radioterapia

5.1.1. Radiación

La radiación es la emisión y propagación de energía a través del espacio o de un medio material, por medio de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas. La radiación de partículas se refiere a la energía propagada por partículas subatómicas que se mueven a gran velocidad y que tienen una masa, un momento y una posición que obedecen al principio de incertidumbre de Heisenberg [Tipler, 1994]. La radiación electromagnética constituye el modo de propagación de energía para fenómenos como las ondas de luz, los rayos ultravioleta (UV), los rayos X y los rayos gamma, entre otros [Tucci, 2012].

5.1.2. Interacción de la radiación con la materia

Una de las características de la radiación es la capacidad de penetrar los medios materiales y crear en ellos fuerzas de atracción o repulsión con sus átomos. El resultado es una modificación de su trayectoria y/o pérdida de energía que es absorbida por el medio. Si no se produce ninguno de

estos fenómenos, se dice que no ha habido interacción [Tucci, 2012].

Se le suele llamar «colisión» a la interacción entre partículas, y en este contexto, esta colisión se refiere más a la “interacción” de los campos de las cargas eléctricas, por lo que no implica contacto físico entre partículas, sino la interacción durante un corto lapso de tiempo entre ellas, en el cual aparecen fuerzas de interacción entre cargas eléctricas que producen ionización o excitación atómica. Como resultado, la radiación incidente pierde energía y es absorbida por el material. La interacción entre la radiación y la materia es de naturaleza aleatoria, por lo que las probabilidades de ocurrencia dependen del tipo de radiación, su energía y del medio con el que interactúa [Tucci, 2012].

La interacción de la radiación electromagnética con la materia constituye la base física sobre la cual se construyen las aplicaciones clínicas de la radioterapia. En el caso específico de los haces de fotones utilizados en radioterapia externa (como los generados por aceleradores lineales en el rango de 6 MV a 25 MV), la energía de los fotones se transfiere principalmente a los electrones de los átomos del tejido irradiado, generando ionización y excitación [Podgorsak, 2005].

5.1.3. Interacción de los fotones

Cuando un fotón atraviesa un medio material, puede ceder parte o la totalidad de su energía a los electrones ligados o libres del átomo. Estos procesos primarios provocan la expulsión de electrones, los cuales, a su vez, generan una cascada de ionizaciones con otros átomos [Attix, 2004].

Debido a que los fotones no tienen carga eléctrica, no experimentan interacción electrostática, por lo que la interacción es completamente probabilística. Esta interacción depende de la energía de estas partículas y el medio con el que interactúan [Tucci, 2012].

La interacción de los fotones (que tienen suficiente energía para provocar ionización en la materia) con un material puede hacer que se produzcan diferentes fenómenos, entre ellos, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares.

5.1.4. Efecto fotoeléctrico

Un fotón transfiere toda su energía a un electrón orbital de un átomo, provocando su expulsión y convirtiéndolo en un *fotoelectrón* con energía cinética. Este proceso predomina a bajas energías (<100 keV) y en materiales de alto número atómico Z y es fundamental para la obtención de la imagen radiológica en radiodiagnóstico [Podgorsak, 2005].

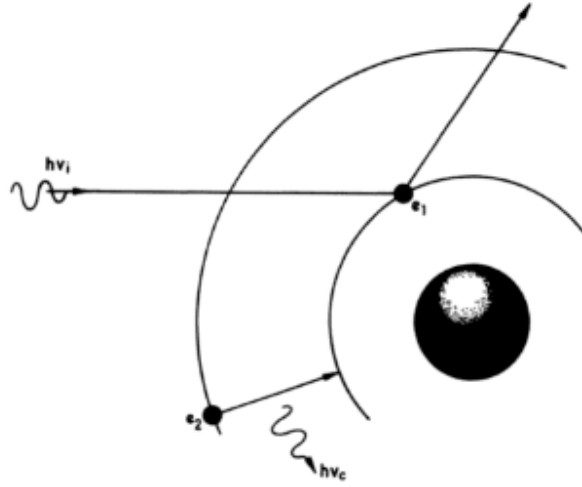
La energía de los fotones según Einstein se define como:

$$E_{\gamma} = h\nu = h\frac{c}{\lambda} \quad (5.1)$$

Donde:

- h es la constante de Planck
- ν es la frecuencia de la onda electromagnética asociada con la luz
- c es la velocidad de la luz
- λ es la longitud de onda

Figura 5.1: Efecto fotoeléctrico.



Nota. Figura obtenida de [Mompín Poblet, 1988]

Por otro lado, la energía cinética del *fotoelectrón* es:

$$E_k = h\nu - E_b \quad (5.2)$$

Donde:

- E_k es la energía cinética del fotoelectrón,
- $h\nu$ es la energía del fotón incidente,
- E_b es la energía de enlace del electrón dentro del átomo.

Desde el punto de vista dosimétrico, la probabilidad de que ocurra este efecto depende en gran medida del número atómico del material Z y la energía del fotón incidente E_γ . Esta relación se refleja en el comportamiento del coeficiente de atenuación másico:

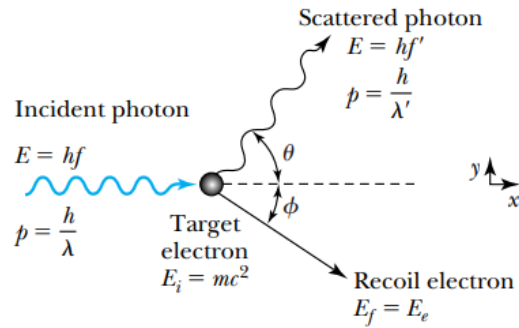
$$\tau \propto \frac{Z^3}{E_\gamma^3} \quad (5.3)$$

Esta dependencia hace que el efecto fotoeléctrico sea predominante en materiales de alto Z como el hueso, y muy relevante en la detección de radiación [Podgorsak, 2005].

5.1.5. Efecto Compton

En esta interacción, un fotón incidente de energía E_γ , colisiona con un electrón considerado como un electrón libre (es decir, con energía de enlace despreciable comparada con E_γ), transfiriéndole parte de su energía y desviándose con menor energía [Podgorsak, 2005]. Es el mecanismo dominante en radioterapia con fotones de 6 MV, particularmente en medios de bajo número atómico como los tejidos biológicos y el agua. [Khan, 2014].

Figura 5.2: Efecto Compton.



Nota. Figura obtenida de [Thornton and Rex, 2013]

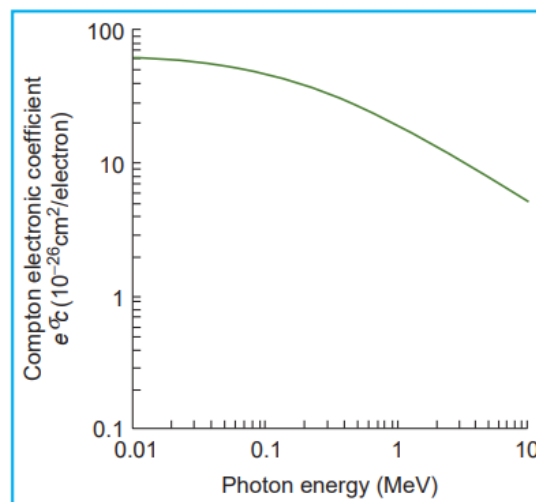
A partir de la conservación de la energía y la cantidad de movimiento, se obtiene la ecuación de Compton:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta) \quad (5.4)$$

Donde:

- λ y λ' son las longitudes de onda del fotón incidente y dispersado, respectivamente.
- h es la constante de Planck.
- m_e es la masa del electrón en reposo.
- c es la velocidad de la luz.
- θ es el ángulo de dispersión del fotón.

Figura 5.3: Coeficiente electrónico Compton frente a la energía del fotón.



Nota. Figura obtenida de [Khan, 2014]

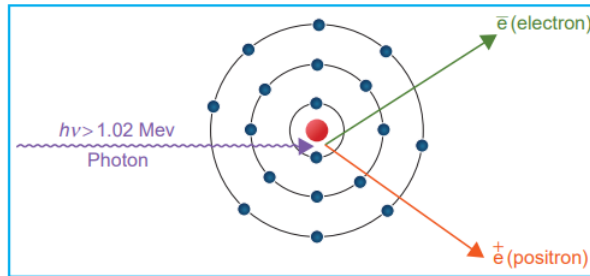
La sección eficaz de esta interacción depende linealmente del número de electrones por gramo, por lo que no está fuertemente influenciada por el número atómico Z del material. Esto explica por qué la dispersión Compton predomina en tejidos blandos a energías de radioterapia, sin embargo, como se puede observar en 5.3, el efecto Compton también disminuye al aumentar la energía del fotón [Khan, 2014]. Este efecto es responsable de la mayoría de la absorción de dosis en el cuerpo humano durante la radioterapia con fotones de 6 MV.

5.1.6. Producción de pares

La formación de pares ocurre especialmente cuando se irradian elementos pesados con fotones de alta energía. Si la energía del fotón es superior a 1,02 MeV, el fotón interactúa con el campo electromagnético de un núcleo atómico y cede toda su energía $h\nu$, dando origen a un electrón con carga negativa (e^-) y otro con carga positiva (e^+) (positrón). En este proceso, la razón por la que se requiere que el fotón incidente tenga energía superior a 1,02 MeV es porque la energía másica en reposo del electrón equivale a 0,51 MeV y se requiere el doble para crear el par de electrones. El exceso de esta energía se imparte en energía cinética a las dos partículas (K^- y K^+) respectivamente, aunque cualquier distribución de energía es posible, pudiendo recibir una partícula toda la energía sobrante [Khan, 2014].

La producción de pares es un ejemplo de un evento en el que la energía se convierte en masa como predijo Einstein $E = mc^2$, aunque el fotón no tiene masa, tiene energía que puede «materializarse» en forma de dos partículas con masa al superar cierto umbral (1,02 MeV) [Tucci, 2012].

Figura 5.4: Producción de pares.



Nota. Figura obtenida de [Khan, 2014]

Considerando la conservación de energía, ignorando la cantidad insignificante de energía que absorbe el núcleo del átomo y tomando en cuenta la cantidad considerable de momento, se obtiene la siguiente ecuación [Thornton and Rex, 2013]:

$$h\nu = 2m_0c^2 + K^- + K^+ \quad (5.5)$$

Donde la energía del fotón debe ser al menos igual a $2m_0c^2$ para crear las masas del electrón y positrón [Thornton and Rex, 2013].

$$h\nu > 2m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV} \quad (5.6)$$

Por otro lado, el coeficiente másico de atenuación de producción de pares (κ/ρ) es el coeficiente de atenuación lineal normalizado por la densidad del medio material producto de la producción de pares, por lo que la probabilidad de este proceso aumenta con el número atómico debido a que este

efecto resulta de la interacción del fotón con el campo electromagnético del núcleo [Podgorsak, 2005]. Siendo el coeficiente másico de atenuación de producción de pares el siguiente:

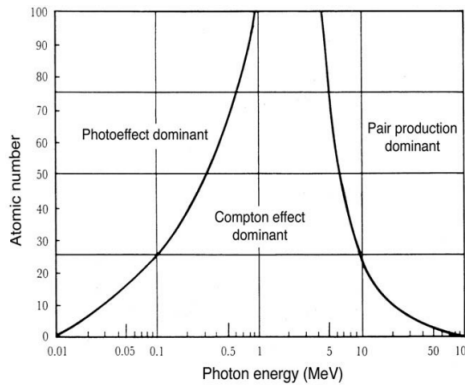
$$\kappa/\rho \propto Z^2 \tag{5.7}$$

Por otro lado, el positrón producido en este efecto al atravesar la materia va perdiendo su energía cinética debido a las colisiones atómicas y cuando los electrones están cerca, incluso por un corto periodo de tiempo, se aniquilan mutuamente produciendo fotones que son expulsados en direcciones opuestas con una energía de 0.51 MeV. Este proceso es llamado aniquilación de pares [Thornton and Rex, 2013].

Predominancia relativa de los efectos individuales

Dado el número atómico Z y la energía del fotón incidente, se puede definir que el predominio relativo de los tres efectos mencionados anteriormente. Esto se puede observar en 5.5, en donde el efecto fotoeléctrico está predominando la región a bajas energías fotónicas, el efecto Compton la región de energías intermedias y la producción de pares la región de altas energías de fotones.

Figura 5.5: Predominancia de los efectos individuales.



Nota. Figura obtenida de [Podgorsak, 2005]

5.2. Radioterapia

La radioterapia es una especialidad clínica que se dedica al tratamiento de neoplasias malignas o benignas. Emplea radiación ionizante para provocar apoptosis en las células cancerosas, evitando que se reproduzcan y crezcan. Al mismo tiempo, se pretende provocar el menor daño posible a las células sanas [Tucci, 2012].

En 1932, Regaud, Countar y Lacassagne probaron que los efectos en la piel y tejidos subcutáneos producen una severa reacción de una sola dosis tumoral, mientras que si la dosis era fraccionada, los resultados en el tumor eran igualmente efectivos sin producir complicaciones. Posteriormente se definió un esquema de referencia de sesiones de irradiación por semana con una adaptación de la dosis de acuerdo al tipo de cáncer [Menéndez, 2021].

5.2.1. Tipos de radioterapia

Dependiendo del tipo y ubicación del cáncer existen diferentes técnicas de tratamiento con radiación, esto debido a que la efectividad del tratamiento depende de depositar la cantidad de energía suficiente para destruir las células cancerosas en la zona afectada. Partiendo desde este punto, existen diferentes tipos de radioterapia.

- **Radioterapia externa:** se administra radiación desde una fuente externa de radiación, esta fuente puede ser un acelerador lineal (LINAC) que dirige haces de fotones o electrones hacia el tumor y pueden usarse diferentes técnicas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) y la radiocirugía estereotáctica [Podgorsak, 2005].
- **Radioterapia interna (braquiterapia):** se introduce la fuente radiactiva dentro del paciente para administrar una elevada dosis de radiación, esta permanecerá en esa parte del cuerpo durante el tiempo necesario directamente en el tumor o cerca de él [Hoskin, 2018].

5.2.2. Tipos de haces de radiación

En radioterapia externa los principales haces utilizados son:

- **Haces de fotones:** producidos con aceleradores lineales con energías obtenidas con potenciales aceleradores que van del orden de Mega Voltios (6 MV a 25 MV); son los más utilizados en radioterapia por su capacidad de penetración y distribución uniforme de dosis [Khan, 2014]. Además, en algunas modalidades de tratamiento, también se utilizan haces de fotones provenientes de fuentes radiactivas, como el ^{192}Ir , esto debido a que es una fuente muy pequeña que puede proporcionar tasas de dosis muy altas [OIEA, 2023].
- **Haces de electrones:** se utilizan en tratamientos superficiales, con energías entre 4 MeV y 20 MeV, adecuados para lesiones superficiales [Podgorsak, 2005].
- **Haces de protones e iones pesados:** permiten una mayor conformación de la dosis a profundidad, aprovechando el pico de Bragg, permitiendo una mínima irradiación a tejidos sanos [Newhauser and Zhang, 2015].

5.2.3. Acelerador lineal

Un acelerador lineal (LINAC, por sus siglas en inglés) es un aparato que utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas a altas energías a través de un tubo lineal llamado guía de onda. Los aceleradores lineales utilizados en radioterapia son aceleradores cíclicos que aceleran electrones a energías cinéticas de 4 MeV a 25 MeV [Khan, 2014].

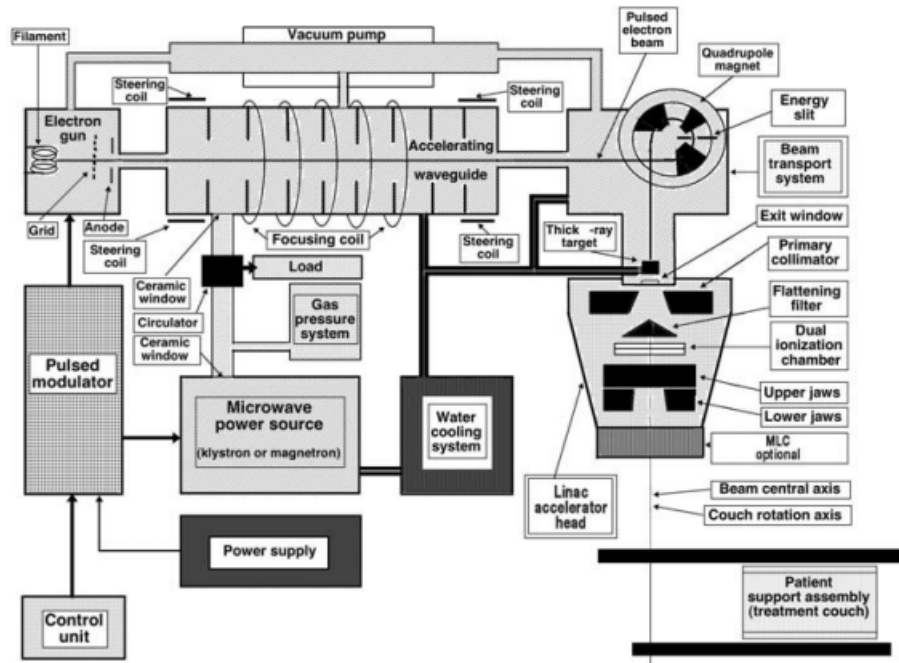
La complejidad de los aceleradores lineales modernos plantea inquietudes sobre la seguridad de su operación, por lo que la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, por sus siglas en inglés) aborda temas de seguridad radiológica de la instalación de LINACS en las salas de tratamiento y establece requisitos específicos para los fabricantes de aceleradores lineales [Podgorsak, 2005].

En un acelerador lineal, una fuente de energía que suministra corriente continua al modulador convierte la corriente continua en pulsos de alta potencia. Esos pulsos se envían a un magnetrón o klystron (ambos dispositivos sirven para generar microondas, es decir, ondas electromagnéticas en el rango de GHz) y también a la pistola de electrones [Graham et al., 2012]. Las microondas pulsadas producidas en el magnetrón o klystron viajan a través de una guía de ondas hacia la estructura

del acelerador, donde se sincronizan con la llegada de los electrones. Al mismo tiempo, la pistola de electrones emite electrones con baja energía que son inyectados en la estructura aceleradora [Khan, 2014].

La guía de onda consiste en un tubo de cobre cuyo interior está dividido por discos que modulan el campo electromagnético. Esta sección se somete al vacío. A medida que los electrones se inyectan en la guía de onda con una energía de aproximadamente 50 keV, estos interactúan con el campo electromagnético de microondas. Allí van aumentando energía a medida que avanzan por el tubo y a medida que los electrones de alta energía emergen de guía de onda, presentan la forma de un haz de electrones de aproximadamente 3 mm de diámetro. Ese haz puede usarse directamente o hacer chocar contra un blanco metálico para generar rayos X (fotones) [Khan, 2014].

Figura 5.6: Componentes y sistemas operacionales de un acelerador lineal en radioterapia.



Nota. Figura obtenida de [Podgorsak, 2005]

5.3. Dosimetría en radioterapia

La dosimetría es el conjunto de medidas que se realizan para estimar la dosis absorbida en tejidos o materia como resultado de la exposición de radiación de los rayos X, gamma u otro tipo de radiación, de forma directa o indirecta, así como la distribución de la dosis de radiación en el medio irradiado. En el contexto clínico, se ocupa de la medición de la dosis de radiación entregada a un paciente, siendo esto un proceso para asegurar la eficacia y seguridad del tratamiento [Khan, 2014].

5.3.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) es la magnitud física que cuantifica la energía depositada por la radiación ionizante por unidad de masa de un material. Se expresa en Joule/kilogramo (J/kg); unidad a la cuál se le da el nombre de Gray (Gy) [Attix, 2004]. Esta se puede definir en términos de la energía

impartida por la radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito V definida de la siguiente manera:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (5.8)$$

Donde:

- $(R_{in})_u$ es la energía radiante de las partículas sin carga que entran en V
- $(R_{out})_u$ es la energía radiante de las partículas sin carga que salen de V
- $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo en V
- $(R_{in})_c$ es la energía radiante de las partículas con carga que entran en V
- $(R_{out})_c$ es la energía radiante de las partículas con carga que salen de V

Por lo que definiendo la dosis absorbida en cualquier punto P in V dada la energía impartida ϵ :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (5.9)$$

Donde D es entonces el valor esperado de la energía impartida hacia la materia por unidad de masa en un punto dado en V durante un intervalo de tiempo [Attix, 2004].

La dosis absorbida permite determinar la cantidad de radiación necesaria para lograr control tumoral minimizando el daño a tejidos sanos, por esta razón, este es uno de los parámetros más importantes en la radioterapia [Attix, 2004].

5.3.2. Dosis equivalente

Debido a que los efectos biológicos de la radiación no dependen solo de la dosis sino también del tipo de radiación, hay una magnitud dosimétrica relevante para la protección radiológica, la cual es el equivalente de dosis H . Esta se define de la siguiente manera:

$$H = DQ \quad (5.10)$$

Donde D es el valor de la dosis absorbida y Q es el factor de calidad.

El factor de calidad es un factor de ponderación variable que es adimensional y se aplica a la dosis absorbida para proporcionar una estimación del riesgo humano relativo de diferentes tipos y energías de radiaciones ionizantes. Q es elegido por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) y está basado en un rango de efectividad biológica relativa (RBE) relacionados con la transferencia línea de energía [Khan, 2014]. Los factores aproximados para diversas radiaciones utilizadas en radioterapia son:

Cuadro 5.1: Factores de calidad recomendados para distintos tipos de radiación

Tipo de radiación	Factor de calidad
Rayos X, rayos gamma y electrones	1
Neutrones, energía < 10 keV	5
Neutrones, energía entre 10–100 keV	10
Neutrones, energía entre 100 keV–2 MeV	20
Neutrones, energía entre 2–20 MeV	10
Neutrones, energía > 20 MeV	5
Protones (excepto protones de retroceso) y energía > 2 MeV	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados no relativistas	20

Nota. Obtenido de [Khan, 2014]

5.3.3. Kerma

El Kerma es un acrónimo de energía cinética liberada por unidad de masa. Esta es una magnitud no estocástica aplicable en radiaciones ionizantes indirectas como fotones y neutrones. Este puede definirse en función de la magnitud estocástica relacionada, es decir, la energía transferida ϵ_{tr} y la energía radiante R [Attix, 2004]. La energía transferida en un volumen V se define como:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad (5.11)$$

Donde:

- $(R_{in})_u$ es la energía radiante de las partículas sin carga que entran en V
- $(R_{out})_u^{nonr}$ es la energía radiante de las partículas sin carga que salen de V , exceptuando aquellas que son originadas de pérdidas radiativas de energía cinética por partículas cargadas mientras estén en V
- $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo en V

Las pérdidas radiativas se pueden definir como la conversión de energía cinética de partículas cargadas en energía fotónica.

Por lo que se define como Kerma K al valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés P en V , incluyendo la pérdida de energía radiativa, pero excluyendo la energía pasada de una partícula cargada a otra [Attix, 2004]. De forma que:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (5.12)$$

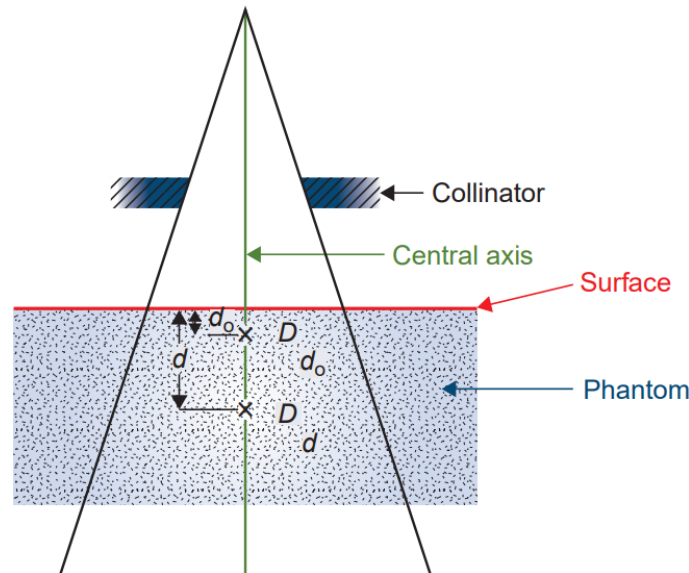
5.3.4. Porcentaje de dosis de profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis de profundidad (PDD) se define como el cociente entre la dosis absorbida d y la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_o a lo largo del eje central del haz. Este se expresa como:

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_o}} \times 100 \% \quad (5.13)$$

El porcentaje de dosis en profundidad disminuye con la profundidad y aumenta con la energía del haz. Debido a que los haces de mayor energía tienen mayor poder de penetración y proporcionan una dosis de profundidad porcentual más alta a una profundidad dada. Para comprender la variación de las dosis de radiación con la profundidad del tejido es importante el PDD en la planificación del tratamiento [Khan, 2014].

Figura 5.7: Porcentaje de dosis de profundidad donde d es cualquier profundidad y d_o es la dosis de profundidad de referencia máxima.



Nota. Figura obtenida de [Khan, 2014]

5.3.5. Relación tejido - maniquí (TPR)

La relación tejido - maniquí se planteó para rayos X de megavoltaje producidos por aceleradores lineales de alta energía, debido a las dificultades para medir la dosis por pequeña masa de agua en el aire a esas energías. Por lo tanto el TPR se introdujo para uso en configuraciones isocéntricas de megavoltaje [Podgorsak, 2005]. Por lo que el TPR sigue la siguiente relación:

$$TPR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{t_0}} \quad (5.14)$$

Siendo d una profundidad arbitraria, t_0 la profundidad de referencia, D_d la dosis dentro del maniquí en d sobre el eje central y D_{t_0} la dosis dentro del maniquí en t_0 sobre el eje central. Para ambas mediciones se mantiene la misma distancia fuente-eje (SAD, por sus siglas en inglés).

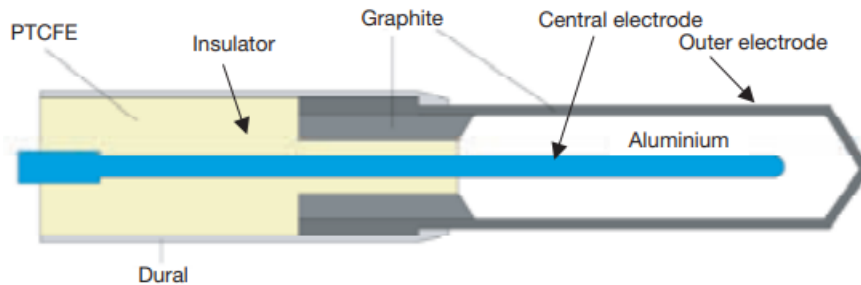
5.4. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son los detectores primarios para la calibración y determinación de dosis de radiación de fotones y electrones [Baños, 2003]. Funcionan midiendo la carga generada por la ionización del gas en su interior cuando es expuesto a la radiación [Khan, 2014]. Los protocolos dosimétricos, como el TRS398, establecen los procedimientos para la calibración de estos dispositivos y la determinación de la dosis absorbida en agua [IAEA, 2000].

Las cámaras de ionización tienen diversas formas y tamaños, dependiendo de los requisitos específicos. Generalmente todas presentan las siguientes propiedades:

- La cámara de ionización es básicamente una cavidad llena de gas rodeada por una pared exterior y con un electrodo colector central. La pared y el electrodo colector están separados por un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fuga cuando se aplica un voltaje de polarización a la cámara.
- Normalmente incluye un electrodo de guarda para reducir aún más las fugas. Garantiza una mejor uniformidad del campo en el volumen activo o sensible de la cámara.
- Las mediciones con cámaras de ionización al aire libre (conocidas como cámaras abiertas) requieren de una corrección de temperatura y presión para tener en cuenta el cambio en la masa de aire en el volumen de la cámara que varía con la temperatura y presión del ambiente.

Figura 5.8: Diseño básico de una cámara de ionización de tipo Farmer cilíndrica.



Nota. Figura obtenida de [Podgorsak, 2005]

5.4.1. Clasificación de cámaras de ionización

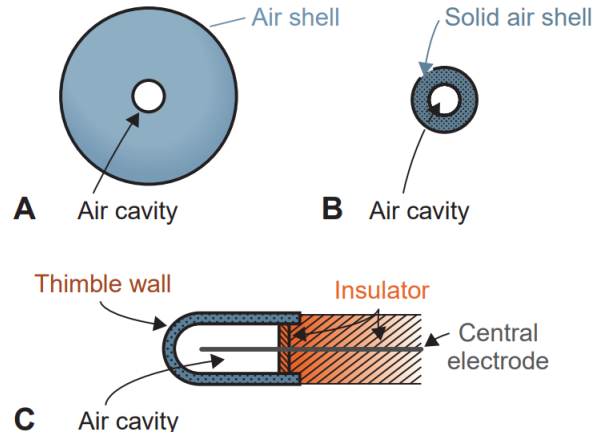
Cámara de ionización tipo *thimble* (dedal)

La cámara de ionización tipo *thimble* o dedal es una de las más utilizadas en la dosimetría clínica, especialmente en la calibración de haces de radiación en radioterapia. El diseño de esta cámara de ionización se basa en el principio de que al establecer un equilibrio electrónico dentro de una cavidad de aire irradiada uniformemente, se puede relacionar la ionización medida con la exposición del haz en ese punto [Podgorsak, 2005].

Si en una esfera de aire irradiada por un haz de fotones de forma uniforme, en donde los electrones generados en las capas externas alcanzan la cavidad central, y si el número de electrones que entran es igual al que sale, se dice que hay un equilibrio electrónico. Conociendo el volumen o la masa de aire dentro de la cavidad se puede calcular la carga por unidad de masa o exposición del haz en el centro de esta cavidad. Si la pared de aire se comprime formando una capa sólida se obtiene una

cámara de dedal, como se puede observar en 5.9. Aunque esta pared es sólida, su número atómico efectivo es el mismo que el del aire, y el espesor de esta pared permite el equilibrio electrónico. En la práctica, se construye la cámara de dedal con espesores de pared de 1 mm o menos y se complementa con tapas ajustadas de plexiglás u otro plástico [Khan, 2014].

Figura 5.9: Diagrama del diseño de la cámara de ionización de dedal, donde A es la capa de aire con cavidad de aire, B es la capa de aire sólida con cavidad de aire y C es la cámara de dedal.



Nota. Figura obtenida de [Khan, 2014]

Cámara de ionización cilíndrica (Farmer)

La cámara de ionización cilíndrica más popular es la de 0.6 cm^3 , la cual fue diseñada por Farmer. Su volumen se asemeja a un dedal, es una cámara con pared de grafito puro y un electrodo central que es de aluminio puro. El aislante es de politrifluoroetileno. Tiene tres electrodos, el central o colector, la pared del dedal y el electrodo de guarda. El electrodo colector recoge la carga de ionización y suministra la corriente a un electrómetro. Este último está equipado con una fuente de alto voltaje de doble polaridad para mantener el colector a un alto voltaje de polarización. El dedal está a potencial de tierra y el de guarda se mantiene al mismo potencial que el colector. El electrodo de guarda tiene la función de evitar la corriente de fuga y de definir el volumen de recolección de iones [Khan, 2014]. La Figura 5.8 muestra como es una cámara de este tipo y el diseño interno de la misma.

Figura 5.10: Fotografía de una cámara de ionización Farmer (PTW Tipo 30010).

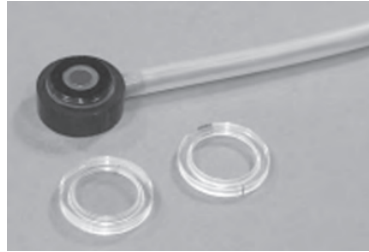


Nota. Figura obtenida de [Roca Perú,]

Cámara de ionización de placas paralelas

Una cámara de ionización de placas paralelas consta de dos paredes planas: una que sirve como ventana de entrada y electrodo polarizador, y la otra como pared trasera y electrodo colector, además también cuenta con un sistema de anillo de guarda. La pared trasera suele ser de un bloque de plástico conductor o un material no conductor con una fina capa conductora de grafito. Este tipo de cámaras se recomienda para la dosimetría de haces de electrones con energías inferiores a 10 MeV [Podgorsak, 2005].

Figura 5.11: Fotografía de una cámara de ionización de placas paralelas de 0.02cm^3 (PTW Tipo 3045).



Nota. Figura obtenida de [Khan, 2014]

5.5. Protocolo TRS398 y su revisión

El protocolo TRS 398 publicado por el OIEA permite determinar la dosis absorbida en radioterapia de haz externo y satisface la necesidad de un abordaje unificado internacionalmente para la calibración de las cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua. El TRS 398 ha sido una referencia en el campo de la radioterapia desde su publicación debido a que ofrece directrices detalladas para garantizar tratamientos uniformes y seguros [IAEA, 2000]. El TRS 398 Rev (de ahora en adelante), incorpora avances y se basa en nuevos datos clave para la dosimetría publicados por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU), incluye actualizaciones sobre las nuevas cámaras de ionización disponibles en el mercado y responde a las necesidades actuales de la práctica clínica en donde se emplean nuevas tecnologías [IAEA, 2024].

En los hospitales o instalaciones que presten servicios de radioterapia a pacientes con cáncer, este código de práctica internacional puede aplicarse para la determinación de dosis absorbida en agua en radioterapia de haces externos utilizando una cámara de ionización con un factor de calibración $N_{D,w}$. Gracias a su enfoque estandarizado, permite establecer un sistema dosimétrico coherente basado en patrones de dosis absorbida en agua para la mayoría de haces de radioterapia. Estos patrones primarios basados en calorimetría de agua, ionometría, dosimetría química y calorimetría de grafito, permiten calibrar cámaras de ionización en función de $N_{D,w}$. A partir de este protocolo derivan los métodos para determinar la dosis absorbida en agua para los haces de fotones de baja, media y alta energía, haces de fotones de ^{60}Co , haces de electrones, de protones y haces de iones ligeros. Así, el TRS398 proporciona una base sólida para lograr la uniformidad y consistencia a nivel mundial en la determinación y administración de la dosis de radiación [IAEA, 2024].

5.5.1. Importancia del protocolo TRS398 Rev y ventajas

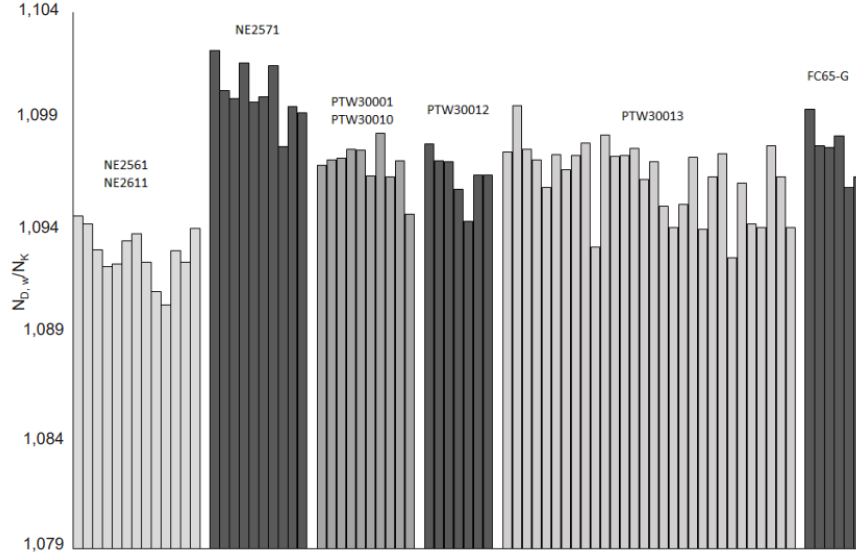
En el TRS398 Rev se menciona que el código para el protocolo TRS398 se realizó a mediados de la década de 1990 y desde ese entonces hasta la fecha se han producido muchos avances en el campo de radioterapia y dosimetría de radiación. Algunos de estos avances son:

- El funcionamiento de nuevas tecnologías que en su mayoría están relacionadas con los haces de fotones de megavoltaje y haces de protones e iones más pesados, haciendo que sea necesario realizar una recopilación de datos y orientaciones de dosimetría de referencia para los usuarios finales
- Nuevos detectores
- El informe de la ICRU sobre datos clave para patrones de medición de dosimetría de radiación. Datos que posteriormente comenzaron a utilizarse para la calibración de cámaras de ionización.
- Para la dosimetría de rayos X de kilovoltaje, las predicciones sobre la disponibilidad de calibraciones en función de la dosis absorbida en agua ($N_{D,w}$ que figuraban en la primera edición del protocolo no se hicieron realidad y no se formularon recomendaciones sobre los datos concretos que había que utilizar.

Dados estos avances (y el resto de ellos que se mencionan en [IAEA, 2024]), se consideró que era necesario tener una versión actualizada del protocolo para mantener una coherencia con los datos que se utilizaban para medir patrones y datos referentes con las nuevas cámaras de ionización disponibles. Por otro lado, contar con un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua incluye ventajas como:

- La disminución de incertidumbre de manera considerable al determinar la dosis absorbida en agua en los haces de radioterapia. Históricamente, la calibración dosimétrica se realizaba en función del kerma en aire (energía cinética transferida por la radiación a partículas cargadas en un volumen de aire). Sin embargo, se necesitaban factores de conversión específicos para cada cámara para estimar la dosis absorbida en agua y como se puede observar en la Figura 5.12 estos factores introducían una fuente considerable de incertidumbre haciendo que las cámaras del mismo modelo varíen en su respuesta hasta en un 0.8%, por esta razón se desarrollaron patrones basados directamente en la dosis absorbida en agua como lo adopta el TRS398 y su revisión.
- Se utiliza un formalismo más sencillo incluyendo un procedimiento simplificado partiendo de un coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua, disminuyendo así la posibilidad de errores al determinar esta dosis de absorción en el haz de radiación.
- Sistema de patrones primarios más sólidos basándose en diversos principios físicos sin necesidad de partir de supuestos o calcular factores de corrección en común.

Figura 5.12: El cociente de los coeficientes de calibración para haces de ^{60}Co , $N_{D,w}/N_K$.



Nota. Figura obtenida de [IAEA, 2024]

5.5.2. Formalismo

El formalismo es todo ese conjunto de principios, ecuaciones y factores de corrección que permiten determinar la dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía a través del uso de cámaras de ionización calibradas en dosis absorbida en agua para un haz de cobalto-60 como referencia [IAEA, 2024].

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de referencia de calidad Q_o y sin cámara de ionización puede determinarse de la siguiente forma [IAEA, 2024]:

$$D_{w,Q_o} = M_{Q_o} N_{D,w,Q_o} \quad (5.15)$$

En donde M_{Q_o} es la lectura de la cámara de ionización o dosímetro en las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración y N_{D,w,Q_o} se encuentra en el certificado de la cámara siendo este el factor de calibración en función de la dosis absorbida en agua de la cámara de ionización obtenido del laboratorio de calibración. Los certificados de calibración deben estar trazados a un laboratorio de calibración dosimétrica.

Es de suma importancia distinguir entre las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración y las condiciones de medición en el entorno clínico, ya que estas condiciones no son idénticas en la mayoría de situaciones.

Las condiciones de referencia son el conjunto de valores de las magnitudes de influencia para las que el valor el factor de calibración sin factores de corrección adicionales es válido. Algunas de estas son, la configuración geométrica como la distancia y profundidad, el tamaño de campo, el material y dimensiones de maniquí irradiado, la presión y la temperatura del ambiente.

Cuadro 5.2: Condiciones de referencia utilizadas para la calibración de cámaras de ionización en la radiación Gamma de ^{60}Co en laboratorios de calibración

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Dimensiones del maniquí	30 cm × 30 cm × 30 cm (aproximadamente)
Distancia fuente-cámara (SCD)	100 cm
Temperatura del aire	20°C
Presión atmosférica	101,3 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	Para cámaras cilíndricas, en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad; para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la ventana.
Profundidad del punto de referencia de la cámara en el maniquí	5 g/cm ²
Tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara	10 cm × 10 cm
Humedad relativa	50 %
Tensión de colección y polaridad	No se recomiendan valores de referencia, si se utilizan deben aparecer en el certificado de calibración.
Tasa de dosis	No se recomiendan valores de referencia, pero la tasa de dosis utilizada debe aparecer siempre en el certificado de calibración. También debería aparecer si se ha aplicado o no algún factor de corrección por recombinación y, si fuera el caso, señalar el valor.

Nota. Obtenido de [IAEA, 2024]

Por otro lado, también son importantes las magnitudes de influencia que se definen como aquellas que son el objeto de la medida pero influyen en la magnitud a medir. Algunas de estas pueden ser la presión, la temperatura, calentamiento del dosímetro o cámara de calibración, calidad del haz, tasa de dosis, dimensiones campo o profundidad en un maniquí. Estas condiciones pueden ser observadas en el Cuadro 5.2.

5.5.3. Corrección por la calidad del haz de radiación k_{Q,Q_o}

Por lo general, las cámaras de ionización se calibran en haces de referencia Q_o y cuando se utilizan en un haz de calidad Q , diferente a la calidad Q_o , la dosis absorbida en agua se define como:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} k_{Q,Q_o} \quad (5.16)$$

El factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_o} se define como:

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_o}/M_{Q_o}} \quad (5.17)$$

Esta es una de las correcciones más importantes para garantizar que la dosis absorbida determinada mantenga exactitud en los tratamientos de radioterapia.

5.5.4. Factores de corrección por magnitudes de influencia

Al utilizar una cámara de ionización para realizar mediciones dosimétricas, la respuesta de estas mediciones puede verse afectada cuando las condiciones de referencia no son las mismas que las condiciones de referencia de calibración de la cámara. Para esto es necesario aplicar factores de corrección para compensar cualquier tipo de desviación. Estos factores independientes entre sí son los factores de corrección por magnitudes de influencia k_i y aseguran que la lectura de la cámara de ionización se mantenga trazable y precisa incluso bajo condiciones diferentes a las condiciones de calibración [IAEA, 2000].

Corrección por presión y temperatura (k_{TP})

El factor k_{TP} debe aplicarse para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia, esto debido a que la masa de aire en el volumen de la cavidad de las cámaras de ionización recomendadas para mediciones dosimétricas están sujetas a variaciones atmosféricas.

$$k_{tp} = \frac{(273.15 + T) \cdot P_0}{(273.15 + T_0) \cdot P} \quad (5.18)$$

Donde T_0 y P_0 son condiciones de referencia (generalmente 20°C y 101.3 kPa) y T y P son la temperatura y presión del aire de la cavidad. Para las calibraciones en ^{60}Co , el factor de corrección recomendado es $k_h = 0.997$

Corrección por polarización (k_{pol})

Cuando la cámara de ionización presenta diferencias en sus lecturas al operar con polaridades opuestas del voltaje de colección es necesario aplicar una corrección por polarización. Este efecto depende tanto del diseño de la cámara como del tipo y calidad del haz utilizado. En algunas cámaras utilizadas en haces de fotones estas variaciones suelen ser despreciables. Sin embargo, cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura dosimétrica debe corregirse tomando el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. De forma que:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (5.19)$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad negativa y positiva y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (ya sea positiva o negativa).

Corrección por recombinación de iones (k_s)

Cuando en la cavidad de la cámara de ionización se produce una recolección incompleta de carga debido a la recombinación de iones es necesario aplicar el factor de corrección k_s . Al realizar mediciones puede haber una diferencia significativa entre la carga producida por el haz de radiación y la carga recolectada en el electrodo de la cámara de ionización. Este efecto de recombinación dependen de la forma de la cámara y de la polarización aplicada. El factor de corrección k_s al voltaje de operación V_1 se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (5.20)$$

Donde a_i se dan en el Cuadro 5.3, M_1 y M_2 son los valores medidos de carga recolectada en los voltajes de polarización V_1 y V_2 respectivamente.

Cuadro 5.3: Coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de k_s

V_1/V_2	Pulsados			Pulsados y barridos		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.179	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

Nota. Obtenido de [IAEA, 2024]

Corrección por electrómetro (k_{elec})

Solo se aplica si no fue calibrado junto con la cámara, este factor es adimensional. Si está calibrado $k_{elec} = 1$, reduciendo levemente el error en las mediciones.

5.5.5. Lectura corregida de la cámara de ionización

Dados los factores de corrección para la lectura de la cámara de ionización, se obtiene la lectura corregida al voltaje de operación V_1 con la siguiente ecuación:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \left[\frac{nC}{MU} \right] \quad (5.21)$$

5.5.6. Condiciones de referencia para calidad del haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico la calidad del haz se especifica mediante la razón tejido maniquí, $TPR_{20,10}$.

La $TPR_{20,10}$ se define como la razón de ionización, siendo esta la razón entre la dosis de ionización medida a 20 cm de profundidad y la dosis medida a 10 cm de profundidad para una distancia constante entre la fuente y el detector, en un campo de 10×10 cm en el plano de la cámara (geometría isocéntrica).

Esta puede obtenerse mediante la siguiente ecuación:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (5.22)$$

Donde $PDD_{20,10}$ es el cociente entre los porcentajes de dosis en profundidad de 20 y 10 cm para un tamaño de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, en un SSD de 100 cm.

Las condiciones de referencia para esta medición se presentan en el siguiente cuadro:

Cuadro 5.4: Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de fotones ($TPR_{20,10}$)

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidades de medida	20 g/cm y 10 g/cm
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida
SCD	100 cm
Tamaño del campo en la SCD	$10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$

Nota. Obtenido de [IAEA, 2000]

Una vez determinada la calidad del haz, se puede calcular la dosis absorbida en agua bajo condiciones estandarizadas para garantizar trazabilidad con los patrones internacionales. El protocolo TRS398 establece condiciones de referencia adicionales, enfocadas en la medición de la dosis en la profundidad de referencia z_{ref} . El Cuadro 5.5 muestra estas condiciones de referencia.

Cuadro 5.5: Condiciones de referencia para determinar la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medición, z_{ref}	10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie o distancia fuente-cámara	100 cm
Tamaño del campo	10 cm × 10 cm
Perfil lateral del haz	Distribución de dosis radial homogénea en el volumen sensible de la cámara de ionización

Nota. Obtenido de [IAEA, 2000]

5.5.7. Estimación de incertidumbre

La incertidumbre total está compuesta por:

- Incertidumbre tipo A: resultado de la estadística de mediciones repetidas.
- Incertidumbre tipo B: asociada a factores sistemáticos como calibración, posicionamiento, condiciones ambientales.

Según TRS 398 Rev.1, la combinación de ambas incertidumbres se realiza mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados:

$$U_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (5.23)$$

Cuadro 5.6: Comparación de incertidumbres combinadas

Fuente de incertidumbre	TRS 398 (2000)	TRS 398 Rev.1 (2024)
Calibración del dosímetro	1.0 %	0.7 %
Posicionamiento de la cámara	0.5 %	0.3 %
Presión y temperatura	0.3 %	0.2 %
Otros factores	0.6 %	0.5 %
Total combinada	1.3 %	1.0 %

Nota. Obtenido de [IAEA, 2024]

Es importante el uso adecuado de protocolos dosimétricos como el TRS 398 (2000) y su versión revisada TRS 398 Rev (2024) en la práctica clínica moderna, ya que garantiza la trazabilidad y exactitud en la determinación de la dosis absorbida en agua. Esta trazabilidad permite que los resultados de medición obtenidos en un centro de radioterapia sean comparables con otras instituciones,

independientemente del equipo utilizado, del personal involucrado o de la infraestructura técnica disponible [IAEA, 2000].

Dado que una desviación de un 1.0% en la dosis administrada puede tener un impacto clínico significativo, ya sea en la probabilidad de control tumoral o en la aparición de efectos adversos, la estandarización de los procedimientos de calibración es necesaria. Los protocolos proporcionan no sólo las ecuaciones necesarias, sino también el marco conceptual para aplicar factores de corrección que compensan efectos físicos y técnicos, tales como la polaridad de la cámara, la recombinación de iones, la presión atmosférica, entre otros.

El TRS 398 Rev ofrece una reducción en la incertidumbre global de la medición, producto de mejoras en la caracterización de las cámaras de ionización, la actualización de los factores de calidad del haz k_Q , y la incorporación de nuevas recomendaciones basadas en evidencia experimental reciente. Estos avances permiten realizar tratamientos más precisos, en particular en técnicas como IMRT, VMAT, la radiocirugía estereotáctica (SRS) y la terapia guiada por imagen (IGRT), donde las tolerancias dosimétricas son del orden de milímetros [IAEA, 2024].

Asimismo, el protocolo sirve como base para auditorías dosimétricas nacionales e internacionales, programas de aseguramiento de calidad, entrenamiento de personal en física médica, y el establecimiento de normativas técnicas en salud. La Organización Mundial de la Salud (OMS), la OIEA, la OPS y la Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (ESTRO) han respaldado la adopción del TRS 398 como estándar de referencia global [IAEA, 2024].

5.5.8. Garantía de calidad

La OMS ha definido Garantía de Calidad en Radioterapia explícitamente como "Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para determinación del resultado del tratamiento" [IAEA, 2000]. Además, ha justificado la necesidad de Garantía de Calidad en Radioterapia en base a tres argumentos los cuales son:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuyendo la tasa de complicaciones y recidivas.
- La Garantía de Calidad permite la intercomparación de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactos.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia

Sin embargo, aunque existen numerosas publicaciones que discuten diferentes aspectos de la Garantía de Calidad en Radioterapia, la OIEA publicó un protocolo de control de calidad. Este se basa en las recomendaciones dadas por el AAPM TG-40 y tiene el propósito de presentar un protocolo que pueda ser utilizado en países con una disponibilidad reducida de equipo y personal en radioterapia, pero sin ignorar los aspectos físicos y médicos. Particularmente, se dan recomendaciones para cada tipo de unidad de tratamiento y se establecen los procedimientos de medida y técnicas a seguir así como sus niveles de tolerancia y formas de registrar la información. La razón de estos niveles de tolerancia es que se busca una elevada calidad en los tratamientos de radioterapia [IAEA, 2000]

El control de calidad es esencial en la radioterapia moderna, esto se debe a que asegura que todos los equipos y procedimientos funcionen correctamente dentro de los parámetros aceptados.

La precisión en la administración de la dosis de radiación depende en gran medida del control de calidad, ya que cualquier desviación puede comprometer la efectividad del tratamiento y la seguridad del paciente [Baños, 2003].

El presente estudio tiene como objetivo realizar un análisis comparativo detallado entre los protocolos TRS 398 (2000) y TRS 398 Rev.1 (2024) del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), aplicados a la calibración de haces externos de fotones de 6 MV en radioterapia. Para cumplir con este objetivo, se diseñó una metodología estructurada en dos fases: (1) análisis teórico-comparativo documental y (2) aplicación experimental clínica del control de calidad con ambos protocolos.

6.1. Fase 1: Análisis teórico-comparativo documental

Esta fase consistió en una revisión minuciosa de los documentos TRS 398 (2000) y TRS 398 Rev.1 (2024), con énfasis en los siguientes aspectos clave:

1. **Selección y revisión de fuentes:** se utilizaron los documentos oficiales del OIEA disponibles en línea. El TRS 398 (2000) fue consultado desde: [IAEA, 2000] y el TRS 398 Rev.1 (2024) desde: [IAEA, 2024].
2. **Identificación de parámetros dosimétricos relevantes:** se definieron los principales parámetros de calibración utilizados en la determinación de la dosis absorbida en agua, incluyendo:
 - Profundidad de referencia.
 - Factor de calidad de referencia Q_0 .
 - Coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua N_{D,w,Q_0} .
 - Factores de corrección k_Q aplicables a diferentes tipos de cámaras de ionización.
 - Correcciones por temperatura y presión, incluyendo el factor de corrección K_{tp} .
 - Estimaciones de incertidumbre en la calibración.
3. **Comparación cualitativa y cuantitativa:** se analizaron definiciones, ecuaciones, valores numéricos y recomendaciones clínicas. La información se sistematizó en tablas comparativas, indicando las páginas específicas.
4. **Justificación técnica:** se examinaron los cambios introducidos en el TRS 398 Rev.1 como nuevas cámaras de ionización y mejoras en la estimación de incertidumbre.

6.2. Fase 2: Aplicación experimental clínica del control de calidad

Esta fase se llevó a cabo en una clínica de radioterapia equipada con un acelerador lineal de fotones de 6 MV. Se aplicaron ambos protocolos bajo condiciones estandarizadas:

1. **Preparación del entorno:** se establecieron condiciones ambientales controladas y se utilizó una cámara PTW 30013, un electrómetro calibrado y un fantoma de agua. Las condiciones fueron: profundidad de 10 cm, campo de 10×10 cm², SSD de 100 cm.
2. **Aplicación del TRS 398 (2000):** se determinó la dosis absorbida usando los factores y ecuaciones del protocolo, con k_Q y K_{tp} según tablas (p. 55).
3. **Aplicación del TRS 398 Rev.1 (2024):** se repitió el procedimiento con los nuevos valores y ecuaciones, incluyendo la corrección de temperatura a 273.15 K y factores revisados (p. 60).
4. **Procedimiento práctico realizado en la clínica:**
 - a) Colocar el fantoma de agua en el isocentro del acelerador lineal.
 - b) Colocar la cámara Farmer en el fantoma.
 - c) Alineación de la cámara de ionización con el eje central del haz.
 - d) Establecimiento de las condiciones de referencia: campo, SSD y profundidad.
 - e) Verificación de ángulos del Gantry.
 - f) Irradiación del fantoma y medición de la carga recolectada por la cámara.
 - g) Registro de lecturas para la determinación de dosis absorbida.
5. **Recolección y análisis de datos:** se calcularon diferencias porcentuales en la dosis absorbida y se analizó el impacto de las actualizaciones.
6. **Comparación clínica:** se construyó una tabla de resultados y se discutieron las implicaciones clínicas de los cambios.

La dosis absorbida en agua a la profundidad d_{\max} se calculó siguiendo el formalismo de cada protocolo (TRS 398 (2000) y TRS 398 Rev (2024)), aplicando los valores de calibración y factores de corrección correspondientes.

7.1. Datos generales de equipo

Cuadro 7.1: Características del equipo de medición y condiciones de referencia

Unidad de tratamiento	
Acelerador	LINAC (iX)
Tamaño del campo de referencia (cm^2)	10×10
Profundidad de referencia (g/cm^2)	20
Medio	Agua
Cámara de ionización	
Modelo	PTW TN30013
Número de serie	011529
Factor de calibración $N_{D,w}$ (Gy/C)	5.463×10^7
Electrómetro	
Modelo	PTW UNIDOS [®] E
Número de serie	00266J
Barómetro	
Modelo	DIGI-SENSE 68000-48
Número de serie	16082234d
Condiciones de referencia	
Presión P (kPa)	85.8
Temperatura T ($^{\circ}\text{C}$)	24.5

7.2. Lecturas del dosímetro obtenidas

Cuadro 7.2: Lectura del dosímetro sin corregir en V1 y lecturas en cada voltaje

Profundidad de lectura (mm)	UM	Voltaje	Lectura (nC/UM)			
20	100	N/A	5.966	5.963	5.954	5.961
10	100	300	10.34	10.33	10.34	10.35
10	100	-300	-10.38	-10.37	-10.36	10.37
10	100	150	10.32	10.31	10.31	10.32

7.3. Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de 6 MV con protocolo TRS 398

a) Obtención de k_{TP}

El factor de corrección por temperatura y presión se obtiene como:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) \cdot P_0}{(273.2 + T_0) \cdot P} \quad (7.1)$$

$$= \frac{(273.2 + 24.5) \cdot 101.3}{(273.2 + 22) \cdot 85.8} \quad (7.2)$$

$$= 1.19 \quad (7.3)$$

b) Factor de calibración del electrómetro (k_{elec})

Para el electrómetro utilizado:

$$k_{elec} = 1.000 \quad (7.4)$$

c) Corrección de polaridad (k_{pol})

Las lecturas obtenidas con polaridades positiva y negativa fueron:

$$M_+ = 10.34 \quad (7.5)$$

$$M_- = -10.37 \quad (7.6)$$

El factor de corrección por polaridad se calcula mediante:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (7.7)$$

$$= \frac{10.34 + 10.37}{2 \times 10.34} \quad (7.8)$$

$$= 1.001 \quad (7.9)$$

d) Factor de corrección por recombinación (k_s)

Se realizaron las mediciones de carga con dos voltajes distintos:

$$V_1 = 300 \text{ V}, \quad M_1 = 10.34 \quad (7.10)$$

$$V_2 = 150 \text{ V}, \quad M_2 = 10.315 \quad (7.11)$$

El cociente entre voltajes es:

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{300}{150} = 2 \quad (7.12)$$

El cociente entre lecturas es:

$$\frac{M_1}{M_2} = \frac{10.34}{10.315} = 1.0024 \quad (7.13)$$

De acuerdo con el Cuadro 5.3, para haces pulsados con $V_1/V_2 = 2$ se tienen los coeficientes:

$$a_0 = 2.337, \quad a_1 = -3.636, \quad a_2 = 2.299 \quad (7.14)$$

Por lo tanto, el factor de corrección por recombinación es:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (7.15)$$

$$= 2.337 - 3.636(1.002) + 2.299(1.002)^2 \quad (7.16)$$

$$= 1.0002 \quad (7.17)$$

e) **Lectura del dosímetro corregida al Voltaje 1 (V_1)**

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s; \left[\frac{nC}{MU} \right] \quad (7.18)$$

$$= (10.34)(1.19)(1.000)(1.001)(1.0002) \quad (7.19)$$

$$= 12,358 \text{ nC/UM} \quad (7.20)$$

f) **Obtención de $TPR_{20,10}$**

Para obtener el $TPR_{20,10}$ es necesario conocer el porcentaje de dosis de profundidad, en este caso $PDD_{20,10}$

$$PDD_{20,10} = \frac{l_{20}}{l_{10}} \quad (7.21)$$

$$= \frac{5.961}{10.34} \quad (7.22)$$

$$= 0.5765 \quad (7.23)$$

Dado que $PDD_{20,10} = 0.5765$, entonces

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (7.24)$$

$$= 0.6704 \quad (7.25)$$

$$(7.26)$$

g) **Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q : k_{Q,Q_0}**

En el Cuadro 14 del TRS 398 del año 2000 se encuentran los valores calculados de k_{Q,Q_0} para cada cámara cilíndrica en función del $TPR_{20,10}$. Sin embargo, para la cámara utilizada durante la práctica (PTW 30013 Farmer) el valor de k_{Q,Q_0} en función del $TPR_{20,10} = 0.67$ no se encuentra calculado. En estos casos, el protocolo indica que se debe realizar una interpolación entre los datos más cercanos de al valor del $TPR_{20,10}$ en la tabla 14.

Los valores del cuadro para la cámara utilizada son los siguientes:

Cuadro 7.3: Valores calculados de k_{Q,Q_0} para haces de fotones de alta energía para la cámara de ionización PTW 30013 Farmer en función de la calidad del Haz $TPR_{20,10}$.

Cámara PTW 30013 Farmer	Calidad del Haz $TPR_{20,10}$
1,003	0,50
1,002	0,53
1,000	0,56
0,999	0,59
0,997	0,62
0,994	0,65
0,991	0,68
0,988	0,70
0,984	0,72
0,980	0,74
0,975	0,76
0,968	0,78
0,960	0,80
0,952	0,82
0,940	0,84

El proceso de interpolación fue el siguiente para obtener k_{Q,Q_0} :

$$\frac{k_{Q,Q_0} - 0.994}{0.67 - 0.65} = \frac{0.990 - 0.994}{0.68 - 0.65} \quad (7.27)$$

$$k_{Q,Q_0} = 0.99133 \quad (7.28)$$

$$(7.29)$$

h) **Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref}**

$$D_{10} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (7.30)$$

$$= 66.93 \text{ nGy/UM} \quad (7.31)$$

i) **Dosis absorbida en agua a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación z_{max}**

$$D_{max} = \frac{D_{10}}{PDD_{z_{ref}}} \quad (7.32)$$

$$= \frac{66.93}{66.8} = 1.001 \text{ cGy/UM} \quad (7.33)$$

7.4. Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de 6 MV con protocolo TRS 398 rev

a) Obtención de k_{TP}

El factor de corrección por temperatura y presión se obtiene como:

$$k_{TP} = \frac{(273.15 + T) \cdot P_0}{(273.15 + T_0) \cdot P} \quad (7.34)$$

$$= \frac{(273.15 + 24.5) \cdot 101.3}{(273.15 + 22) \cdot 85.8} \quad (7.35)$$

$$= 1.19 \quad (7.36)$$

b) Factor de calibración del electrómetro (k_{elec})

Para el electrómetro utilizado:

$$k_{elec} = 1.000 \quad (7.37)$$

c) Corrección de polaridad (k_{pol})

Las lecturas obtenidas con polaridades positiva y negativa fueron:

$$M_+ = 10.34 \quad (7.38)$$

$$M_- = -10.37 \quad (7.39)$$

El factor de corrección por polaridad se calcula mediante:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (7.40)$$

$$= \frac{10.34 + 10.37}{2 \times 10.34} \quad (7.41)$$

$$= 1.001 \quad (7.42)$$

d) Factor de corrección por recombinación (k_s)

Se realizaron las mediciones de carga con dos voltajes distintos:

$$V_1 = 300 \text{ V}, \quad M_1 = 10.34 \quad (7.43)$$

$$V_2 = 150 \text{ V}, \quad M_2 = 10.315 \quad (7.44)$$

El cociente entre voltajes es:

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{300}{150} = 2 \quad (7.45)$$

El cociente entre lecturas es:

$$\frac{M_1}{M_2} = \frac{10.34}{10.315} = 1.0024 \quad (7.46)$$

De acuerdo con el Cuadro 5.3, para haces pulsados con $V_1/V_2 = 2$ se tienen los coeficientes:

$$a_0 = 2.337, \quad a_1 = -3.636, \quad a_2 = 2.299 \quad (7.47)$$

Por lo tanto, el factor de corrección por recombinación es:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (7.48)$$

$$= 2.337 - 3.636(1.0024) + 2.299(1.0024)^2 \quad (7.49)$$

$$= 1.0002 \quad (7.50)$$

e) **Lectura del dosímetro corregida al Voltaje 1 (V_1)**

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s; \left[\frac{nC}{MU} \right] \quad (7.51)$$

$$= (10.34)(1.19)(1.000)(1.001)(1.0002) \quad (7.52)$$

$$= 12,358 \text{ nC/UM} \quad (7.53)$$

f) **Obtención de $TPR_{20,10}$**

Para obtener el $TPR_{20,10}$ es necesario conocer el porcentaje de dosis de profundidad, en este caso $PDD_{20,10}$

$$PDD_{20,10} = \frac{l_{20}}{l_{10}} \quad (7.54)$$

$$= \frac{5.961}{10.34} \quad (7.55)$$

$$= 0.5765 \quad (7.56)$$

$$(7.57)$$

Dado que $PDD_{20,10} = 0.5765$, entonces

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (7.58)$$

$$= 0.6704 \quad (7.59)$$

$$(7.60)$$

g) **Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q : k_{Q,Q_0}**

En el Cuadro 16 del TRS 398 revisión se encuentran los valores calculados de k_{Q,Q_0} para cada cámara cilíndrica en función del $TPR_{20,10}$. Sin embargo, para la cámara utilizada durante la práctica (PTW 30013 Farmer) el valor de k_{Q,Q_0} en función del $TPR_{20,10} = 0.67$ no se encuentra

calculado. En estos casos, el protocolo indica que se debe obtener el k_{Q,Q_0} por medio de la ecuación 7.61.

$$k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{a - 0.57}{b}\right)}{1 + \exp\left(\frac{a - TPR_{20,10}}{b}\right)} \quad (7.61)$$

En la ecuación 7.61, los valores para a y b se dan en el apéndice II y el Cuadro 45 del protocolo TRS 398 rev.

Para la cámara PTW30013, el valor para $a = 1.18273$ y para $b = -0.13256$. Con esto, el valor obtenido para k_{Q,Q_0} es 0.9891549

$$k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{1.18273 - 0.57}{-1.13256}\right)}{1 + \exp\left(\frac{1.18273 - TPR_{20,10}}{0.13256}\right)} = 0.989155 \quad (7.62)$$

h) **Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref}**

$$D_{10} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (7.63)$$

$$= 66.78 \text{ cGy/UM} \quad (7.64)$$

$$(7.65)$$

i) **Dosis absorbida en agua a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación z_{max}**

$$D_{max} = \frac{D_{10}}{PDD_{z_{ref}}} \quad (7.66)$$

$$= \frac{66.78}{66.8} = 0.999 \text{ cGy/UM} \quad (7.67)$$

7.5. Porcentaje de variación de la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} entre ambos protocolos

$$\%_{var} = \left| \left\{ \frac{D_{max}^{TRS398rev} - D_{max}^{TRS398}}{D_{max}^{TRS398}} \right\} \right| \times 100 \quad (7.68)$$

$$= \left| \frac{0.999 - 1.001}{1.001} \right| \times 100 \quad (7.69)$$

$$= 0.200 \% \quad (7.70)$$

7.6. Diferencias conceptuales y metodológicas entre ambos protocolos

Cuadro 7.4: Diferencias principales entre los protocolos TRS-398 (2000) y TRS-398 Rev (2024).

No.	TRS-398 (2000)	Pág./Tabla	TRS-398 Rev (2024)	Pág./Tabla
1	Información de las características de 58 cámaras de tipo cilíndrico	Cuadro 3 / p. 36–40	Información de las características de 12 cámaras de tipo cilíndrico, de las cuales 4 se encuentran en el protocolo anterior	Cuadro 4 / p. 46–47
2	Ecuación de corrección de presión y temperatura: $k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P}$	Ecuación 11 / p. 57	Ecuación de corrección de presión y temperatura: $k_{TP} = \frac{(273.15 + T) P_0}{(273.15 + T_0) P}$	Ecuación 10 / p. 66
3	Cuando $k_s < 1.03$, la corrección se aproxima dentro del 0.1 % mediante: $k_s \approx 1 - \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$	Ecuación 15 / p. 62	Cuando $k_s < 1.03$, la corrección se aproxima dentro del 0.1 % mediante: $k_s = \frac{(n-1)(n-M_1/M_2)}{n \cdot (V_1/V_2)}, \quad n = \frac{V_1}{V_2}$	Ecuación 14 / p. 83
4	Incertidumbre típica relativa de D_w en z_{ref} para un haz de ^{60}Co : 0.9 %	Cuadro 11 / p. 72	Incertidumbre típica relativa de D_w en z_{ref} para un haz de ^{60}Co : 0.8 %	Cuadro 13 / p. 92
5	56 cámaras de ionización cilíndricas para obtener k_Q	Cuadro 14 / p. 84–87	26 cámaras de ionización cilíndricas para obtener k_Q , de las cuales 18 son nuevas respecto al protocolo anterior	Cuadro 16 / p. 105–108
6	Cálculo de k_Q basado en valores reportados por Andreo (1992)	p. 82	Cálculo de k_Q mediante Monte Carlo. En ausencia de valores disponibles, se proporcionan en el Apéndice II. Además, se incluye la regresión: $k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{a-0.57}{b}\right)}{1 + \exp\left(\frac{a-TPR_{20,10}}{b}\right)}$	Ecuación 34 / p. 104

El análisis comparativo entre el protocolo TRS 398 (2000) y su versión revisada TRS 398 Rev (2024) permitió evaluar tanto las diferencias metodológicas como las implicaciones cuantitativas en la determinación de la dosis absorbida en agua para un haz de fotones de 6 MV.

En primer lugar, la dosis absorbida calculada mediante el protocolo TRS 398 fue de 1.001 cGy/UM, mientras que con el TRS 398 Rev se obtuvo un valor de 0.999 cGy/UM, lo que representa una variación relativa del 0.20 %. Esta diferencia, aunque pequeña, confirma que la revisión del protocolo introduce ajustes que repercuten en la precisión del cálculo de la dosis, mejorando la trazabilidad y reduciendo las incertidumbres asociadas a las cámaras de ionización.

La principal causa de esta diferencia radica en la actualización del método de determinación del factor de corrección por calidad del haz (k_{Q,Q_0}). Mientras que el TRS 398 (2000) basa sus valores en los cálculos de Andreo (1992), el protocolo revisado incorpora resultados obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo, lo que permite una descripción más precisa del comportamiento de cada cámara frente a diferentes calidades de haz. Además, el TRS 398 Rev introduce una expresión analítica (Ecuación 34) que permite determinar k_Q de forma continua en función del $TPR_{20,10}$, evitando la necesidad de interpolación lineal y reduciendo la dependencia de tablas discretas.

Asimismo, la revisión de 2024 amplía las bases experimentales al reducir la incertidumbre típica relativa de 0.9 % a 0.8 % en la determinación de la dosis absorbida en agua, reflejando la mejora en la exactitud de los patrones primarios y secundarios utilizados por los laboratorios de calibración.

Desde el punto de vista práctico, la diferencia del 0.20 % observada entre ambos protocolos no es clínicamente significativa para tratamientos de radioterapia convencional. En metrología se persigue reducir al mínimo las fuentes de incertidumbre, por lo que al reducir la incerteza en la determinación de la tasa de dosis, se reduce el error en la administración de la dosis al paciente debido a aspectos dosimétricos.

En términos metodológicos, el TRS 398 Rev ofrece un marco más robusto para la calibración de cámaras modernas y la verificación de haces clínicos de alta energía, contribuyendo a la armonización internacional de la dosimetría y fortaleciendo la trazabilidad con los patrones primarios de dosis absorbida en agua.

Finalmente, este análisis confirma que, aunque las diferencias numéricas entre protocolos son pequeñas, la actualización del TRS 398 Rev representa una mejora sustancial en la consistencia, exactitud y confiabilidad de los procedimientos dosimétricos, lo que respalda su adopción progresiva

en las clínicas y centros de radioterapia.

1. A través del análisis comparativo entre el protocolo TRS 398 (2000) y su revisión TRS 398 Rev (2024), se logró fortalecer la comprensión crítica de los fundamentos y metodologías en dosimetría clínica, cumpliendo así el objetivo de desarrollar habilidades y competencias en el área de dosimetría de un haz de radiación utilizado en el entorno clínico. El proceso de comparación evidenció la importancia del razonamiento metrológico en la calibración de haces de radiación.
2. Los resultados obtenidos mostraron una diferencia del 0.22% entre la dosis absorbida en agua calculada con ambos protocolos, lo cual indica una alta consistencia entre las versiones. Sin embargo, la revisión de 2024 introduce mejoras metodológicas, especialmente en el cálculo del factor de corrección por calidad del haz k_{Q,Q_0} mediante simulaciones Monte Carlo, incrementando la precisión dosimétrica y reduciendo la incertidumbre global.
3. La disminución de la incertidumbre típica relativa del 0.9% al 0.8% en la determinación de la dosis absorbida en agua demuestra un avance en la trazabilidad y confiabilidad de las mediciones, aportando a una mayor uniformidad internacional en la dosimetría clínica y cumpliendo el objetivo de documentar los avances metodológicos en el ámbito de la radioterapia con fotones de 6 MV.
4. El análisis de las modificaciones introducidas en el TRS 398 Rev evidencia un impacto positivo en la exactitud del cálculo dosimétrico dentro de los servicios de radioterapia, mejorando la calidad de calibración de los aceleradores lineales. Esto contribuye directamente a optimizar la seguridad del paciente y la eficacia terapéutica, cumpliendo el objetivo de evaluar la influencia del nuevo protocolo en la calidad del tratamiento.
5. Los hallazgos de esta investigación ofrecen información relevante para los profesionales y centros de radioterapia, permitiendo tomar decisiones informadas sobre la adopción del nuevo protocolo. De esta manera, el trabajo contribuye al cuerpo de conocimiento en física médica y refuerza la necesidad de mantener la actualización continua de los procedimientos de control de calidad en radioterapia.
6. Finalmente, este estudio resalta la importancia de continuar promoviendo la investigación aplicada en dosimetría clínica, incentivando la evaluación crítica de los protocolos internacionales para integrar de manera efectiva los avances tecnológicos en la práctica médica y académica.

CAPÍTULO 10

Recomendaciones

1. Se recomienda a las clínicas de radioterapia que actualmente utilizan el protocolo TRS 398 (2000) iniciar el proceso de transición hacia el protocolo TRS 398 Rev (2024), ya que este incorpora mejoras en los factores de corrección, una metodología más robusta para el cálculo de k_{Q,Q_0} .
2. Antes de implementar la revisión del protocolo, es conveniente realizar capacitaciones técnicas al personal de física médica sobre las nuevas metodologías de calibración, con el fin de garantizar la correcta aplicación del formalismo y la trazabilidad de las mediciones.
3. Dada la relevancia del factor de calidad del haz (k_{Q,Q_0}) en el cálculo de la dosis absorbida, se recomienda la implementación de herramientas de interpolación y modelos Monte Carlo en las rutinas de calibración, de modo que se obtengan valores más precisos y reproducibles.

-
- [Attix, 2004] Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH.
- [Baños, 2003] Baños, M. A. (2003). *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. EDITUM, 2nd edition.
- [Graham et al., 2012] Graham, D., Cloke, P., and Vosper, M. (2012). *Principios y aplicaciones de física radiológica*. Elsevier, 6th edition.
- [Hoskin, 2018] Hoskin, P. (2018). *Radiotherapy in Practice – Brachytherapy*. Oxford University Press, 2nd edition.
- [IAEA, 2000] IAEA (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. International Atomic Energy Agency.
- [IAEA, 2024] IAEA (2024). *TRS 398 Revised: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. International Atomic Energy Agency.
- [Khan, 2014] Khan, F. M. (2014). *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 5th edition.
- [Menéndez, 2021] Menéndez, R. (2021). *Historia de la radioterapia en Latinoamérica*. Arán Ediciones.
- [Mompín Poblet, 1988] Mompín Poblet, J. (1988). *Introducción a la bioingeniería*. Editorial Reverté.
- [Newhauser and Zhang, 2015] Newhauser, W. D. and Zhang, R. (2015). The physics of proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 60:R155–R209.
- [OIEA, 2023] OIEA (2023). Optimización de la protección radiológica en braquiterapia. <https://www.iaea.org/es/recursos/proteccion-radiologica>. Consultado el 14 de mayo de 2025.
- [Podgorsak, 2005] Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency.
- [Roca Perú,] Roca Perú. Farmer. <https://www.rocaperu.com/producto/farmer/>. Recuperado el 4 de junio de 2025.
- [Thornton and Rex, 2013] Thornton, S. T. and Rex, A. (2013). *Modern Physics for Scientists and Engineers*. Cengage Learning, 4th edition.

[Tipler, 1994] Tipler, P. A. (1994). *Física moderna*. Reverté.

[Tucci, 2012] Tucci, Á. (2012). *Radiodiagnóstico y Radioterapia*. Lulu.com.

[Vlasov, 2024] Vlasov, A. (2024). ¿qué es la radioterapia? <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radioterapia>. Consultado el 12 de mayo de 2025.