Universidad Nacional Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

ESTIMACIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DE DOSIS DE CONE BEAM CT EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN CABEZA Y CUELLO USANDO CÁMARA DE IONIZACIÓN

Línea de investigación:
Física Nuclear y Ambiental

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

Autor

Choque Medina, Santos Appu

Asesora

Tirado Rengifo, Arminda

ORCID: 0000-0002-2582-7181

Jurado

Guzmán Calcina, Carmen Sandra

Mejía Cordero, Bernabé Alonso

Velezvílla Velezvia, Twiggy Miosotty

Lima - Perú

2026

RECONOCIMIENTO - NO COMERCIAL - SIN OBRA DERIVADA
(CC BY-NC-ND)

ESTIMACIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DE DOSIS DE CONE BEAM CT EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN CABEZA Y CUELLO USANDO CÁMARA DE IONIZACIÓN

INFORME DE ORIGINALIDAD

10%	9%	2%	2%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	repositorio.unfv.edu.pe Fuente de Internet	1%
2	www.coursehero.com Fuente de Internet	1%
3	e-spacio.uned.es Fuente de Internet	1%
4	repositorio.uleam.edu.ec Fuente de Internet	<1%
5	hdl.handle.net Fuente de Internet	<1%
6	www.researchgate.net Fuente de Internet	<1%
7	www.slideshare.net Fuente de Internet	<1%
8	Submitted to Universidad Anahuac México Sur Trabajo del estudiante	<1%
9	my194.health.blog Fuente de Internet	<1%
10	documentop.com Fuente de Internet	<1%
11	dokumen.pub Fuente de Internet	<1%
12	bdigital.unal.edu.co Fuente de Internet	<1%
13	Submitted to Ilerna Online Trabajo del estudiante	<1%
14	docplayer.es Fuente de Internet	<1%
	www.radiation-dosimetry.org	

Universidad Nacional Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

ESTIMACIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DE DOSIS DE CONE BEAM CT EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN CABEZA Y CUELLO USANDO CÁMARA DE IONIZACIÓN

Línea de Investigación:
Física Nuclear y Ambiental

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

Autor
Choque Medina, Santos Appu

Asesor
Tirado Rengifo, Arminda
0000-0002-2582-7181

Jurado
Guzmán Calcina, Carmen Sandra
Mejía Cordero, Bernabé Alonso
Velezvílla Velezvia, Twiggy Miosotty

Lima – Perú

2026

DEDICATORIA

A mis padres Jaime Choque y Angelina Medina, por ser mi mayor ejemplo de esfuerzo, amor y perseverancia. Su apoyo constante, sus enseñanzas y su confianza me han acompañado en cada etapa de este camino académico. Esta meta es también reflejo de todo lo que me brindaron.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco, en primer lugar, a Dios, por brindarme fortaleza, perseverancia y claridad durante el desarrollo de esta etapa académica. Expreso mi sincero agradecimiento a mi asesora, la Dra. Arminda Tirado Rengifo, por su orientación, exigencia académica y acompañamiento durante la elaboración de esta tesis. Sus aportes fueron fundamentales para encaminar el trabajo con mayor rigor y responsabilidad científica.

ÍNDICE

Pág.

RESUMEN viii

ABSTRACT ix

I. INTRODUCCIÓN 1

1.1. Descripción y formulación del problema 2

1.2. Antecedentes 4

1.3 Objetivos 6

- Objetivo general 6

- Objetivos específicos 6

1.4. Justificación 6

1.5. Hipótesis 8

II. MARCO TEÓRICO 9

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación 9

III. MÉTODO 30

3.1. Tipo de investigación 30

3.2. Ámbito temporal y espacial 30

3.3. Variables 30

3.4. Población y muestra 30

3.5. Instrumentos 30

3.6. Procedimientos 31

3.7. Análisis de datos 32

3.8. Consideraciones éticas 32

IV. RESULTADOS 34

V. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS 44

VI. CONCLUSIONES.....49

RECOMENDACIONES.....51

REFERENCIAS.....52

ÍNDICE DE TABLA

Pág.

Tabla 1. Parámetros de tomografía CBCT.....34

Tabla 2. Valores de dosis en la adquisición tomográfica de cabeza y cuello. 37

ÍNDICE DE FIGURA

Pág.

Figura 1. Efecto fotoeléctrico. 10

Figura 2. Efecto Compton. 11

Figura 3. Producción de pares 12

Figura 4. Esquema de tratamiento y adquisición de imagen en radioterapia. 18

Figura 5. Estimación de dosis usando fantoma en radioterapia. 19

Figura 6. Comparación entre tomografía de simulación y tomografía CBCT 21

Figura 7. Cámara de ionización tipo CT 24

Figura 8. Electrómetro ROMEO de la marca PTW 25

Figura 9. Puntos de medición de dosis en el fantoma de cabeza y cuello 35

Figura 10. Tendencia de dosis por punto medido. 36

Figura 11. Valores de dosis en adquisición de cabeza y el cuello 38

Figura 12. Comparación de dosis entre el punto centro y el superior. 39

Figura 13. Comparación de dosis entre el punto centro e inferior. 40

Figura 14. Comparación de dosis entre el punto centro y el lado izquierdo 41

Figura 15. Comparación de dosis entre el punto centro y el lado izquierdo 42

RESUMEN

El objetivo de la presente tesis fue estimar la contribución de dosis generada por la tomografía cone beam CT (CBCT) en tratamientos de radioterapia de cabeza y cuello, mediante una cámara de ionización tipo CT. El estudio se realizó bajo condiciones específicas de adquisición, considerando ángulo inicial, colimador, filtro y posición del panel, debido a su importancia para la trazabilidad y reproducibilidad de las mediciones. La metodología consistió en la realización de mediciones dosimétricas en un fantoma de cabeza y cuello, en cinco puntos de evaluación: superior, inferior, lateral derecho, lateral izquierdo y centro. En cada punto se efectuaron 30 mediciones, con un total de 150 registros. Las dosis resultantes fueron de entre 3 y 6 mGy. En los puntos de la periferia se apreció una distribución relativamente homogénea, con valores medios aproximados entre 4,0 mGy y 4,7 mGy. El punto central mostró valores más bajos, relacionados con la atenuación del material del fantoma. Mediante el análisis ANOVA se evidenciaron diferencias entre los puntos de medición ($p = 5{,}12 \times 10^{-16}$), y utilizando la prueba t de Student se confirmó que la dosis central fue menor respecto a las posiciones periféricas. Se concluye que la dosis aportada por CBCT en protocolos de cabeza y cuello es aproximadamente dos órdenes de magnitud inferior a la dosis recomendada en radioterapia. A pesar de que su contribución es baja, su medición resulta necesaria para el control dosimétrico, la optimización de los protocolos y la gestión integral en la radioterapia guiada por imágenes.

Palabras clave: CBCT, dosis absorbida, radioterapia, cámara de ionización.

ABSTRACT

The objective of this thesis was to estimate the dose contribution generated by cone beam CT (CBCT) imaging in head and neck radiotherapy treatments using a CT ionization chamber. The study was conducted under specific acquisition conditions, considering the initial angle, collimator, filter, and panel position, given their importance for measurement traceability and reproducibility. The methodology consisted of dosimetric measurements performed on a head and neck phantom at five evaluation points: superior, inferior, right lateral, left lateral, and center. Thirty measurements were taken at each point, yielding a total of 150 records. The resulting doses ranged from 3 to 6 mGy. At the peripheral points, a relatively homogeneous distribution was observed, with approximate mean values between 4.0 mGy and 4.7 mGy. The central point showed lower values, which were related to attenuation by the phantom material. ANOVA showed differences among the measurement points ($p = 5.12 \times 10^{-16}$), and Student's t-test confirmed that the central dose was lower than the doses recorded at the peripheral positions. It is concluded that the dose contributed by CBCT in head and neck protocols is approximately two orders of magnitude lower than the dose prescribed in radiotherapy. Although its contribution is low, its measurement is necessary for dosimetric control, protocol optimization, and comprehensive management in image-guided radiotherapy.

Keywords: CBCT, absorbed dose, radiotherapy, ionization chamber.

I. INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia, la precisión no es un detalle secundario; es una condición esencial para que la dosis llegue al lugar adecuado y para reducir, en la medida de lo posible, la exposición de los tejidos sanos del paciente. Esta exigencia se torna más delicada en los casos de cáncer de cabeza y cuello, debido a la cercanía del tumor a estructuras sensibles como la médula espinal, las glándulas salivales, los órganos visuales y otras zonas anatómicas de importancia funcional del cuerpo. Por eso, cada progreso en la localización del paciente y en la verificación del tratamiento tiene un valor clínico y dosimétrico importante.

En este contexto, la tomografía cone beam CT, o también conocida como CBCT, ha surgido como una herramienta importante para la radioterapia guiada por imágenes. Estas se utilizan para obtener imágenes tridimensionales antes o durante las sesiones de tratamiento, y así comprobar la posición del paciente y hacer ajustes cuando hay variaciones anatómicas o geométricas. Esto mejora el control del procedimiento y ayuda a que la administración de la radiación sea más segura y precisa.

Sin embargo, el uso de CBCT también implica una exposición adicional a la radiación. Aunque esta dosis es mucho menor que la dosis terapéutica utilizada en radioterapia, su acumulación puede ser de importancia cuando se realizan múltiples aplicaciones durante el transcurso del tratamiento. Por lo tanto, no basta con asumir que la dosis debida a las imágenes es baja; debe medirse, estimarse y entenderse cómo se distribuye por la región evaluada. Este aspecto es particularmente relevante en la cabeza y el cuello, donde pequeñas variaciones dosimétricas pueden influir en la protección de órganos cercanos al campo de tratamiento.

El presente trabajo tiene como objetivo estimar la contribución de dosis producida por adquisiciones CBCT en protocolos de cabeza y cuello. Para esto se hace uso de una cámara de ionización tipo CT y un fantoma representativo de la región anatómica seleccionada. Las mediciones se efectúan en distintos puntos del fantoma para observar el comportamiento de la

dosis absorbida, comparar su distribución espacial y ver si existen variaciones relevantes entre las zonas evaluadas. De esta manera, el estudio aporta información útil para comprender mejor el impacto dosimétrico del CBCT dentro de los procedimientos de radioterapia.

La tesis consta de siete capítulos. En el capítulo Introducción, se aborda el planteamiento del problema, los antecedentes, los objetivos, la justificación y la hipótesis de investigación. En el capítulo Marco Teórico, se exponen los fundamentos teóricos de la interacción de los fotones con la materia, las grandezas dosimétricas, la radioterapia en cáncer de cabeza y cuello, el uso de CBCT y la dosimetría por cámara de ionización. El capítulo Método corresponde a la descripción de la metodología utilizada, tipo de investigación, variables, instrumento, procedimiento experimental, técnicas de procesamiento de los datos. En el capítulo Resultados, se muestran los principales hallazgos obtenidos en las mediciones realizadas. En el capítulo Discusión se analizan dichos resultados en cuanto a su significado dosimétrico y su relación con el uso del CBCT en radioterapia. En la última parte, se exponen las conclusiones y las recomendaciones a las que ha llegado el estudio.

1.1. Descripción y formulación del problema

La radioterapia es una de las modalidades más utilizadas en el tratamiento del cáncer de cabeza y cuello. Su eficacia está en relación con cómo se administre de manera precisa la dosis de radiación y la capacidad del equipo clínico para dirigirla al volumen tumoral con el mínimo compromiso de los tejidos sanos. Los sistemas de imagen han adquirido, en este contexto, un papel central. Entre ellos, la tomografía cone beam CT (CBCT) permite mejorar la planificación, la verificación del posicionamiento y el seguimiento del tratamiento del paciente. A pesar de estos beneficios, la correlación entre la dosis estimada a partir de imágenes CBCT y la dosis establecida durante el procedimiento radioterapéutico aún necesita mayor estudio.

En radioterapia, la estimación dosimétrica se refiere al cálculo de la cantidad de radiación que debe ser aplicada sobre una zona anatómica determinada. Este proceso se sustenta en modelos computacionales e información obtenida a través de distintas modalidades de imagen (Ji et al., 2025). En los tratamientos de cabeza y cuello, esta estimación requiere una mayor precisión debido a que el tumor se encuentra ubicado cerca de estructuras críticas tales como el encéfalo, la médula espinal, los órganos oculares y las glándulas salivales (Mccullum, 2020). Por ello, una adecuada distribución de la dosis posibilita alcanzar el efecto terapéutico adecuado en el tumor y disminuir la exposición de los órganos en riesgo; con ello se disminuye la posibilidad de los efectos adversos a largo plazo (Kearney et al., 2020).

La planificación dosimétrica se ha basado durante años en la tomografía computarizada convencional, dado que proporciona una representación pormenorizada de la anatomía del paciente. Con el desarrollo de la radioterapia guiada por imágenes, la necesidad de revisar la posición de la persona y ajustar el tratamiento frente a cambios anatómicos o posicionales favoreció la adopción del CBCT. Esta tecnología resulta beneficiosa en áreas tales como la radioterapia de intensidad modulada y la radioterapia guiada por imágenes (Ji et al., 2025; Kut et al., 2024).

La precisión en la estimación de la dosis influye sobre la seguridad y la calidad del tratamiento. En cabeza y cuello, el CBCT ayuda a verificar la posición del paciente y a optimizar la conformación del campo de irradiación. Esta información facilita una mejor protección de los órganos en riesgo, sin perjudicar la extensión del volumen tumoral. Este enfoque se vincula con técnicas como la radioterapia de intensidad modulada, en donde la imagen cumple un rol decisivo en la delimitación y control del tratamiento (Mccullum, 2020).

La inclusión del CBCT en la práctica clínica diaria posibilita un mejor seguimiento del paciente durante las sesiones. Esta ventaja resulta de particular relevancia en el caso de pacientes con cáncer de cabeza y cuello, ya que los cambios anatómicos que ocurren durante

el tratamiento pueden alterar la relación entre el volumen tumoral y los tejidos sanos (Ji et al., 2025). En este grupo de pacientes, las complicaciones como la xerostomía y las alteraciones del funcionamiento son capaces de perjudicar el bienestar, por lo que el control de la dosis y de la posición del paciente toma relevancia clínica.

El CBCT permite una mejor localización tumoral y una mejor verificación del tratamiento, pero produce una dosis adicional de radiación. Esta dosis debe medirse con exactitud, ya que forma parte de la exposición total recibida durante el proceso de radioterapia. El problema central es que todavía se requiere una mejor caracterización de la contribución dosimétrica del CBCT y su comportamiento en regiones anatómicas sensibles como cabeza y cuello.

En este contexto, el presente estudio evalúa la contribución de dosis generada por el uso de CBCT durante los procesos de posicionamiento y verificación en radioterapia de cabeza y cuello. Para ello, se utilizaron cámaras de ionización CT tipo CT y un fantoma representativo de esta región anatómica para estimar la dosis absorbida en condiciones clínicas de adquisición CBCT.

1.2. Antecedentes

La tomografía cone beam CT (CBCT) se ha incorporado ampliamente en radioterapia, ya que permite obtener imágenes tridimensionales que son útiles para la planificación, la verificación del posicionamiento y el seguimiento del tratamiento. En el cáncer de cabeza y cuello, resulta importante su aplicación debido a la cercanía del tumor con estructuras críticas y a los cambios anatómicos que pueden manifestarse en el transcurso de las sesiones (Tai et al., 2025). La resolución submilimétrica del CBCT también ayuda a mejorar la conformación de los campos de irradiación y a disminuir la exposición de tejidos sanos (Martin et al., 2025).

La estimación de dosis basada en imágenes CBCT requiere algoritmos adaptados a la calidad de esta modalidad. A diferencia de la TC convencional, las imágenes CBCT muestran

limitaciones que podrían comprometer la exactitud del cálculo dosimétrico. Bissonnette et al. (2009) indicaron que estas limitaciones dependen de factores tales como la resolución espacial, la calibración del sistema y las características de los tejidos evaluados. En la misma línea, Zhang et al. (2024)señalaron que el CBCT puede generar subestimaciones o sobreestimaciones de dosis frente al CT convencional, según las condiciones técnicas y anatómicas del estudio.

Hou et al. (2026)indicaron que las discrepancias en la estimación de dosis se manifiestan más claramente en tejidos de baja densidad, como el pulmón o la cavidad oral, en comparación con tejidos de mayor densidad. Sin embargo, indicaron que estas diferencias se reducen cuando el CBCT se utiliza con fines de verificación del posicionamiento del paciente. Este hallazgo refuerza su valor clínico, aunque también confirma la necesidad de evaluar sus limitaciones dosimétricas.

Chunga Palomino (2021) examinó las incertidumbres relacionadas con el empleo de CBCT en radioterapia para cáncer de próstata. El estudio evaluó la precisión en la localización del volumen objetivo clínico mediante CBCT de kilovoltaje, considerando errores de configuración y movimiento de órganos. El autor estableció, a partir de la fórmula de Van Herk, márgenes de expansión del CTV al PTV de 3.3 mm en dirección cráneo-caudal, 3.7 mm en dirección lateral y 4.4 mm en dirección anteroposterior. Los mayores desplazamientos en esta última dirección se vincularon con la peristalsis, el llenado rectal y el vaciado vesical. Estos resultados demuestran la utilidad del CBCT para la corrección del posicionamiento en radioterapia.

Otra cuestión importante es la influencia del CBCT en la dosis total dada durante el tratamiento. A pesar de que esta técnica mejora la visualización anatómica con un tiempo cercano al real, la relación entre la dosis estimada mediante CBCT y la dosis entregada al paciente no siempre tiene un comportamiento lineal. Según Zhang et al. (2024), atribuyeron

estas discrepancias a limitaciones en la calibración del sistema para distintos tejidos, lo que puede afectar la distribución de la dosis en zonas como ganglios linfáticos o tumores profundos.

Por otra parte, diferentes estudios señalaron que el uso frecuente de CBCT durante el tratamiento posibilita adaptar la administración de dosis frente a cambios anatómicos progresivos (Grégori et al., 2020; Guevara Melendez y Herrera Velasquez, 2023). Este enfoque es relevante en cáncer de cabeza y cuello, ya que las variaciones de volumen, posición y relación con órganos críticos pueden influir en la precisión del tratamiento. Por lo tanto, la evaluación de la dosis asociada al CBCT permite mejorar el control radiológico y la seguridad del procedimiento.

1.3 Objetivos

- *Objetivo general*

Estimar la contribución de dosis dada por la tomografía de cone beam CT en tratamientos de radioterapia en cabeza y cuello usando cámara de ionización.

- *Objetivos específicos*

- Comparar las dosis dadas a partir del CBCT y las dosis reales aplicadas durante la radioterapia en cáncer de cabeza y cuello.
- Cuantificar la dosis de la tomografía CBCT para protocolo de cabeza y cuello usando cámara de ionización.
- Analizar cuál es la implicancia en los tratamientos de cabeza y cuello de la dosis aportada por la tomografía de CBCT.
- Establecer la relación entre la dosis dada por la tomografía de CBCT en relación con la dosis por fracción en cada tratamiento de cabeza y cuello.

1.4. Justificación

La presente investigación se justifica teóricamente, puesto que contribuye a generar conocimiento científico dosimétrico aplicado a la radioterapia guiada por imágenes, analizando

la dosis generada por la tomografía cone beam CT en protocolos de cabeza y cuello. Este tema es importante porque el CBCT permite generar una mejor verificación de la posición, pero también introduce una dosis adicional de radiación que debe considerarse en el proceso de tratamiento. Desde este punto de vista, el estudio permite relacionar los principios de dosis absorbida, atenuación y distribución espacial de la radiación con una situación específica de la práctica radioterapéutica.

El estudio tiene justificación metodológica, dado que se propone una ruta de medición reproducible para estimar la dosis asociada al CBCT a partir de una cámara de ionización tipo CT y un fantoma de cabeza y cuello. La evaluación en cinco puntos: superior, inferior, lateral derecho, lateral izquierdo y centro, permite caracterizar la distribución espacial de la dosis bajo condiciones controladas de adquisición. Este procedimiento permite reforzar la trazabilidad de las mediciones y proporciona una base metodológica que puede aplicarse a controles dosimétricos análogos en servicios de radioterapia.

La presente investigación se justifica de forma práctica, debido a la utilidad para el control de calidad en radioterapia. Conocer la dosis adicional generada por el CBCT permite al servicio clínico poder valorar su aporte con respecto a las dosis terapéuticas, revisar sus protocolos de adquisición y minimizar las exposiciones innecesarias sin comprometer la calidad de la imagen requerida para el posicionamiento del paciente. Esta información permite una práctica más segura, en especial en los tratamientos de cabeza y cuello, donde los órganos críticos se hallan en la vecindad del volumen tratado.

1.5. Hipótesis

La contribución dosimétrica asociada al uso de cone beam CT en tratamientos de radioterapia de cabeza y cuello puede ser cuantificada mediante la utilización de una cámara de ionización.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

2.1.1. Interacción de los fotones con la materia

La interacción entre los fotones y la materia es un pilar esencial en física médica, ya que permite explicar tanto los procesos de atenuación de la radiación como la transferencia de energía en tejidos biológicos. Los fotones, como cuantos de la radiación electromagnética, son neutros eléctricamente y no poseen masa en reposo; no obstante, al chocar contra la materia, transmiten su energía a electrones atómicos o al campo nuclear por diversos procesos. Estos procesos tienen una probabilidad de ocurrencia que depende principalmente de la energía del fotón incidente y del número atómico (Z) del material involucrado (Miguel Alcaraz, 2016).

El análisis de estas interacciones puede plantearse desde un punto de vista microscópico, en el cual se consideran el Hamiltoniano del sistema atómico (H_A) y el del campo libre de fotones (H_F), En este sentido, la ecuación de Schrödinger con radiación se trata mediante un método perturbativo que permite resolverla analíticamente (Miguel Alcaraz, 2016).

$$H = H_A + H_F + H_{interacción}$$

Los principales mecanismos de interacción de los fotones con la materia en el rango de energías de interés para la física médica son el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares, aunque para bajas energías también son consideradas la dispersión de Rayleigh y Thomson (Miguel Alcaraz, 2016).

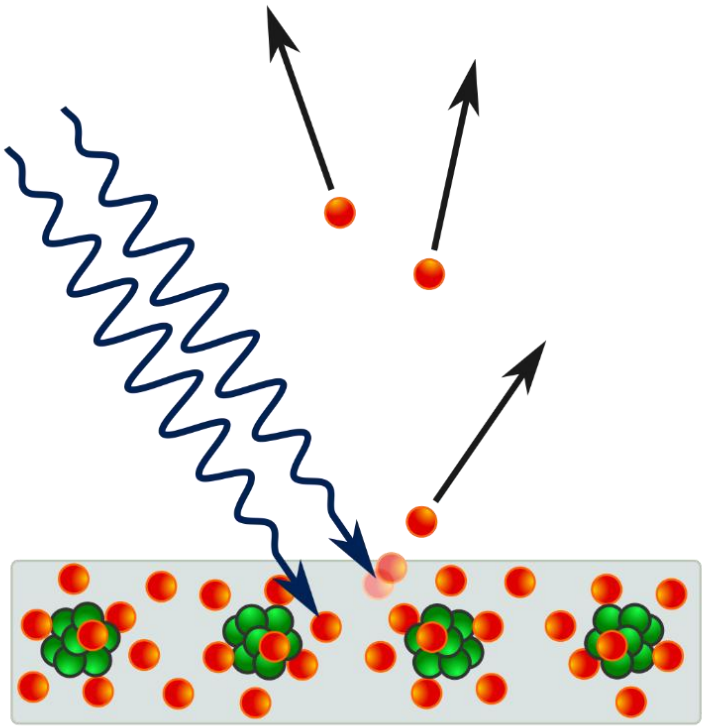
A bajas energías, el efecto fotoeléctrico es predominante, sobre todo en materiales con alto número atómico. En este proceso, el fotón incidente transfiere su energía completa a un electrón fuertemente ligado (normalmente de una capa interna), expulsándolo del átomo como fotoelectrón. La energía cinética (E_k) del fotoelectrón es:

$$E_k = h\nu - E_b$$

Donde hν es la energía del fotón incidente y E_b es la energía de enlace del electrón. Después, el espacio que deja el electrón es ocupado por otro electrón de un nivel superior, con emisión de un fotón distintivo (rayo X fluorescente) o de un electrón Auger. Este efecto es de suma importancia en el radiodiagnóstico, ya que contribuye al contraste de la imagen (Miguel Alcaraz, 2016).

Figura 1

Efecto fotoeléctrico.



Nota. En la figura se muestra el efecto fotoeléctrico, donde un fotón incidente transfiere su energía a un electrón del material y lo expulsa como fotoelectrón. Elaboración propia.

El efecto Compton es la interacción principal para los fotones con energías medias y se produce con electrones libres o muy débilmente ligados. El fotón que incide sobre un electrón

le cede parte de su energía y es dispersado con un ángulo θ respecto a la dirección original. La energía del fotón dispersado ($h\nu'$) está relacionada con la energía del fotón incidente ($h\nu$) y el ángulo de dispersión por la ecuación:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2}(1 - cos\ \theta)}$$

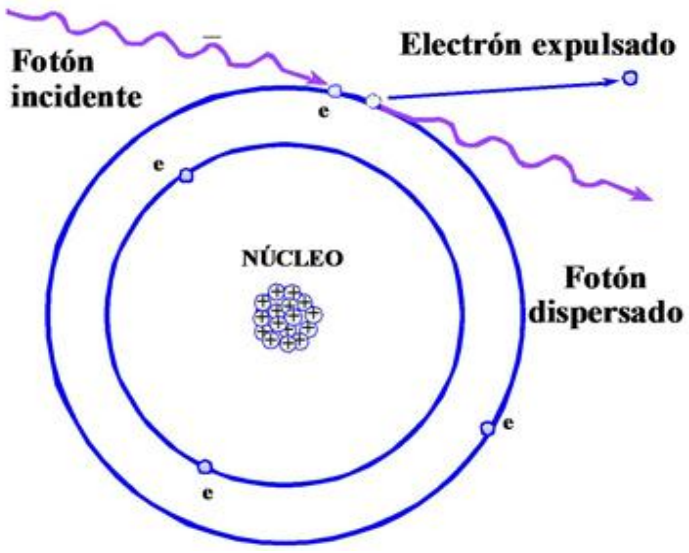
O, en términos de longitud de onda (λ'):

$$\lambda' = \lambda + \frac{h}{m_0 c^2}(1 - cos\ \theta)$$

Donde $m_0 c^2$ es la energía en reposo del electrón (0.511 MeV). La probabilidad de este efecto aumenta linealmente con el número atómico y disminuye gradualmente con la energía del fotón (Miguel Alcaraz, 2016). Además, el electrón Compton resultante puede ionizar otros átomos, contribuyendo de esta forma a la dosis absorbida en el tejido.

Figura 2

Efecto Compton.

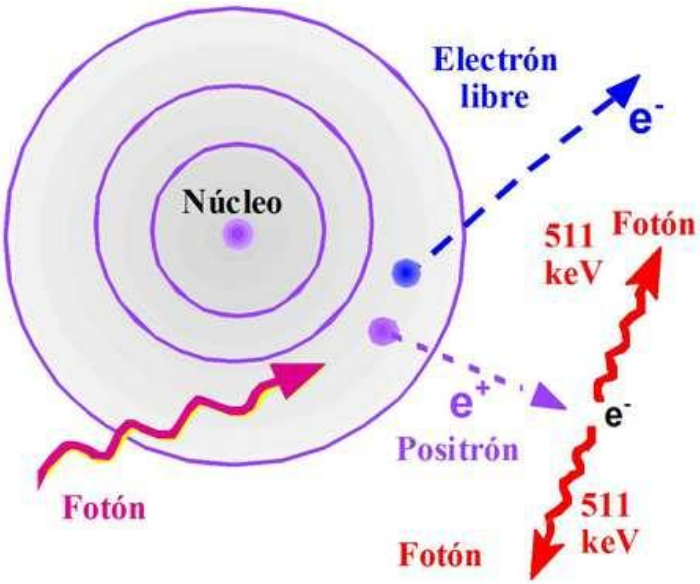


Nota. En la figura se muestra el efecto Compton, en el que un fotón incidente cede parte de su energía a un electrón libre o débilmente enlazado. Como resultado, el electrón es expulsado y el fotón se dispersa con menor energía en una dirección diferente. Elaboración propia.

La producción de pares se convierte en el proceso dominante en la interacción de fotones cuando se alcanzan energías elevadas, superiores a 1.022 MeV, valor que corresponde al doble de la energía en reposo del electrón. En este proceso, el fotón que incide sobre el campo eléctrico del núcleo transforma su energía en la creación de un par electrón-positrón. El valor de 1.022 MeV del umbral energético se explica por la suma de las energías en reposo de ambas partículas (0.511 MeV para el electrón y 0.511 MeV para el positrón) y cualquier energía adicional se presenta en forma de energía cinética compartida entre ambas. Posteriormente, el positrón generado tiende a aniquilarse con un electrón del medio, lo que produce la emisión de dos fotones de 0.511 MeV en direcciones opuestas. Este mecanismo resulta de especial importancia cuando se trata de radioterapias con haces de alta energía (Andisco et al., 2014; Miguel Alcaraz, 2016).

Figura 3

Producción de pares



Nota. En la figura se muestra la producción de pares, proceso mediante el cual un fotón de alta energía interacciona con el campo eléctrico del núcleo y genera un par electrón-positrón. Posteriormente, el positrón puede aniquilarse con un electrón del medio para producir dos fotones de 511 keV emitidos en direcciones opuestas. Trabajo propio.

A energías muy bajas también hay procesos como la dispersión coherente o de Rayleigh y la dispersión de Thomson. En la dispersión de Rayleigh, el fotón cambia de dirección, pero mantiene su energía, ya que interactúa con el átomo como un todo. En la dispersión de Thomson, la interacción se realiza con electrones libres. En ambos procesos interviene en la atenuación del haz, pero transfieren poca energía al medio, por lo que su efecto sobre la dosis absorbida es limitado.

El conocimiento de estos mecanismos de interacción permite entender cómo la radiación atraviesa los materiales, cómo deposita energía y cómo está relacionada con la dosis absorbida en aplicaciones médicas. Este conocimiento es necesario en dosimetría, para mejorar la calidad de la imagen radiológica y para la planificación de los tratamientos de radioterapia (Miguel Alcaraz, 2016; Núñez, 2008). La atenuación total de un haz de fotones depende de la contribución conjunta de estos procesos y se expresa mediante el coeficiente de atenuación lineal o másico, que es característico de cada material.

2.1.2. Grandezas dosimétricas

Los parámetros dosimétricos son magnitudes físicas que permiten cuantificar y describir la interacción de la radiación ionizante con la materia. En el campo de la radioterapia y el radiodiagnóstico, estas cantidades facilitan la valoración de la dosis suministrada, el control de la exposición y la preservación de las condiciones de seguridad del paciente. Estas definiciones son establecidas por organismos como la International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU, 2020) y la International Atomic Energy Agency (IAEA,

2023) para asegurar criterios comunes de medición, estandarización y control de la radiación en aplicaciones médicas.

Entre las magnitudes fundamentales encontramos a la exposición (X), la cual cuantifica la carga eléctrica generada por procesos de ionización en el aire como consecuencia de la interacción con fotones de rayos X o gamma. Su definición matemática se expresa de la siguiente manera:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Donde dQ representa la carga total de iones de un mismo signo, medida en coulombs, generada dentro de un volumen de aire, y dm corresponde a la masa de dicho volumen, expresada en kilogramos. Según el Sistema Internacional, la exposición se mide en coulomb por kilogramo (C/kg); sin embargo, en el ámbito clínico aún es habitual emplear el roentgen (R), considerando la equivalencia 1 R = 2.58×10^{-4} C/kg (Grandon Jiménez, 2014). Esta magnitud permite caracterizar la capacidad ionizante de la radiación y esta resulta particularmente útil en los procesos de calibración de equipos. Sin embargo, no describe de manera directa la energía efectivamente depositada en los tejidos.

Por su parte, el kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass), denotado como K, describe la energía cinética transferida por la radiación a partículas cargadas en un material por unidad de masa. Su formulación se expresa como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Donde dE_{tr} corresponde a la energía transferida, expresada en julios (J), por las partículas cargadas generadas, y dm representa la masa del medio irradiado en kilogramos (ICRU, 2020). El kerma se expresa en Gray (Gy), unidad definida como 1Gy=1J/kg. Aunque esta magnitud se relaciona con la dosis absorbida desde un punto de vista energético, no

considera necesariamente la energía que permanece en el medio, dado que parte de ella puede escapar en forma de radiación secundaria.

La magnitud que describe de manera más directa el impacto biológico de la radiación es la dosis absorbida (D), la cual representa la energía efectivamente depositada en una unidad de masa de tejido:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Aquí, dE corresponde a la energía absorbida por la masa dm del órgano o tejido irradiado. La dosis absorbida es la base para calcular el efecto biológico y es fundamental en la planificación radioterapéutica debido a su relación directa con la necrosis celular y la respuesta tumoral (Jurado-Bruggeman et al., 2025). Su unidad es también el Gray (Gy).

Para evaluar el riesgo biológico, la dosis equivalente *(H)* pondera la dosis absorbida por un factor específico (w_R) que depende del tipo y energía de la radiación:

$$H = D \times w_R$$

El factor w_R refleja la efectiva capacidad de producir daño biológico, como el caso, para fotones y electrones $w_R = 1$, mientras que para partículas alfa puede ser mayor a 20. La dosis equivalente se expresa en sieverts (Sv) y es crucial para la dosimetría de protección radiológica (Ubeda et al., 2018).

Además, otras dosis efectivas combinan la dosis equivalente con factores de sensibilidad tisular (w_T), ampliando la evaluación de riesgos para órganos específicos en un organismo (IAEA, 2023). Este se representa como:

$$E = \sum_T \quad w_T \times H_T = \sum_T \quad w_T \times (D_T \times w_R)$$

Donde la suma recorre todos los tejidos T afectados.

La determinación de estas magnitudes exige el uso de sistemas instrumentales previamente calibrados, siendo las cámaras de ionización los dispositivos más empleados para

la evaluación de exposición y dosis en aire, mientras que, para la cuantificación en tejido, se recurre con mayor frecuencia a detectores sólidos o dosímetros termoluminiscentes (Ubeda et al., 2015; Ubeda et al., 2018). Además, la aplicación adecuada de estas permite optimizar parámetros técnicos como kilovoltaje, corriente y tiempo de exposición, contribuyendo a la reducción de la dosis en órganos sanos, lo cual resulta fundamental para disminuir la incidencia de efectos adversos y complicaciones tardías (Alaei y Spezi, 2015).

Dentro del entorno clínico, la dosimetría de alta precisión debe tener en cuenta la variabilidad anatómica del paciente, la heterogeneidad de los tejidos y la geometría de técnicas avanzadas como la radioterapia guiada por imágenes (IGRT) y la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT). Enfrentar estas condiciones obliga a los enfoques actuales a combinar modelos matemáticos con validación experimental, con el objetivo de ajustar las estimaciones teóricas a escenarios clínicos reales y mejorar la exactitud en la entrega de dosis (Haba et al., 2021; Wang et al., 2022; Wu et al., 2019). De esta forma, un buen manejo de las grandezas dosimétricas permite medir, controlar y optimizar la administración de radiación ionizante en los procedimientos médicos, manteniendo el propósito terapéutico y disminuyendo el riesgo para el paciente.

2.1.3. Radioterapia en cáncer de cabeza y cuello

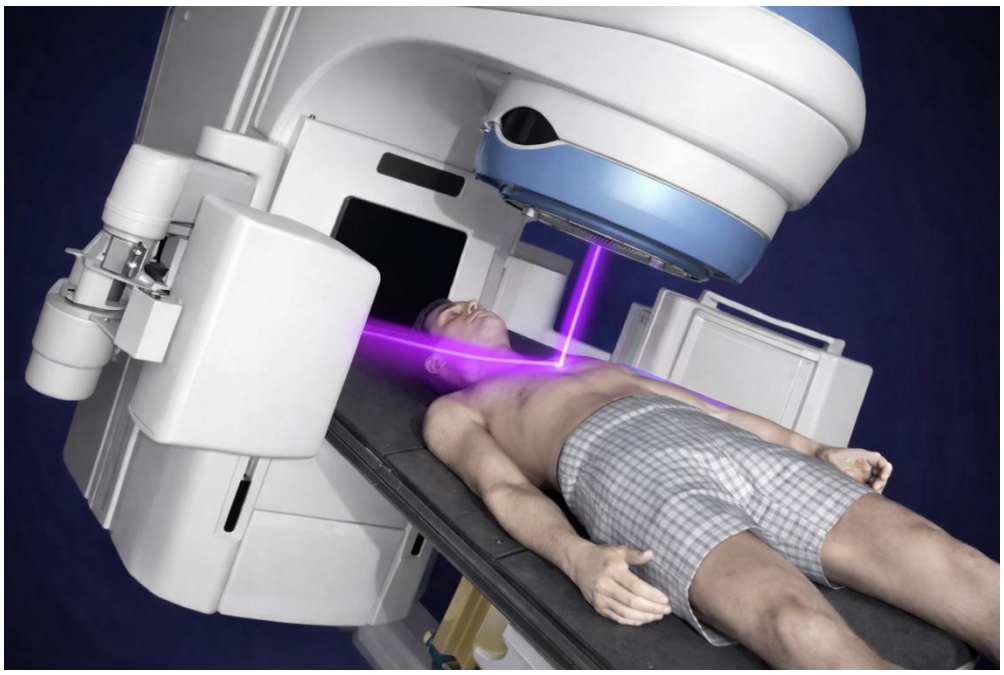
La radioterapia es una modalidad terapéutica de referencia para tratar el cáncer de cabeza y cuello. Su eficacia depende de localizar con precisión el tumor y de que se distribuya una dosis adecuada en el volumen planificado (Kut et al., 2024; Pigorsch et al., 2020). En este sentido, la radioterapia externa permite dirigir altas dosis de radiación al tejido tumoral y, a la vez, limitar la exposición de los tejidos sanos cercanos. En este contexto, la radioterapia externa permite administrar altas dosis de radiación dirigidas al volumen tumoral del paciente, procurando simultáneamente limitar la irradiación de los tejidos sanos adyacentes.

En el manejo oncológico de estas neoplasias, la radioterapia desempeña un rol fundamental, ya sea como tratamiento primario, complemento adyuvante o estrategia de preservación de órganos. El uso de radiación ionizante posibilita la deposición controlada de energía en el tejido maligno, induciendo daño en el ADN y promoviendo la muerte celular, mientras que técnicas avanzadas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia guiada por imágenes (IGRT) permiten una mayor protección del tejido sano circundante (Delishaj et al., 2018; Domínguez et al., 2009; Ji et al., 2025). Por ello, la complejidad anatómica característica de la región de cabeza y cuello exige una planificación detallada que contemple la delimitación precisa del volumen tumoral y la definición adecuada de márgenes de seguridad, considerando la proximidad a estructuras críticas como la médula espinal, las glándulas salivales y órganos sensoriales.

Asimismo, la evaluación de los territorios ganglionares cervicales y la indicación de irradiación nodal en función del riesgo de diseminación microscópica constituyen elementos clave para disminuir la probabilidad de recurrencia y mejorar los resultados en supervivencia (Mccullum, 2020; Nath et al., 2024). El abordaje terapéutico actual se sustenta en un enfoque multidisciplinario, en la individualización de los esquemas de fraccionamiento y en la incorporación de terapias sistémicas cuando corresponda. En ese sentido, los desarrollos recientes consolidan a la radioterapia como una herramienta eficaz para el control locorregional, con un enfoque orientado a reducir secuelas funcionales y preservar la calidad de vida del paciente.

Figura 4

Esquema de tratamiento y adquisición de imagen en radioterapia.



Nota. En la figura se muestra un esquema de radioterapia externa realizada con acelerador lineal, donde el paciente se coloca en la mesa de tratamiento y el sistema permite la adquisición de imágenes para verificar la anatomía. Esta representación muestra cómo se integra la radioterapia guiada por imágenes y el empleo de CBCT como apoyo para verificar la colocación antes o durante la sesión terapéutica. Elaboración propia.

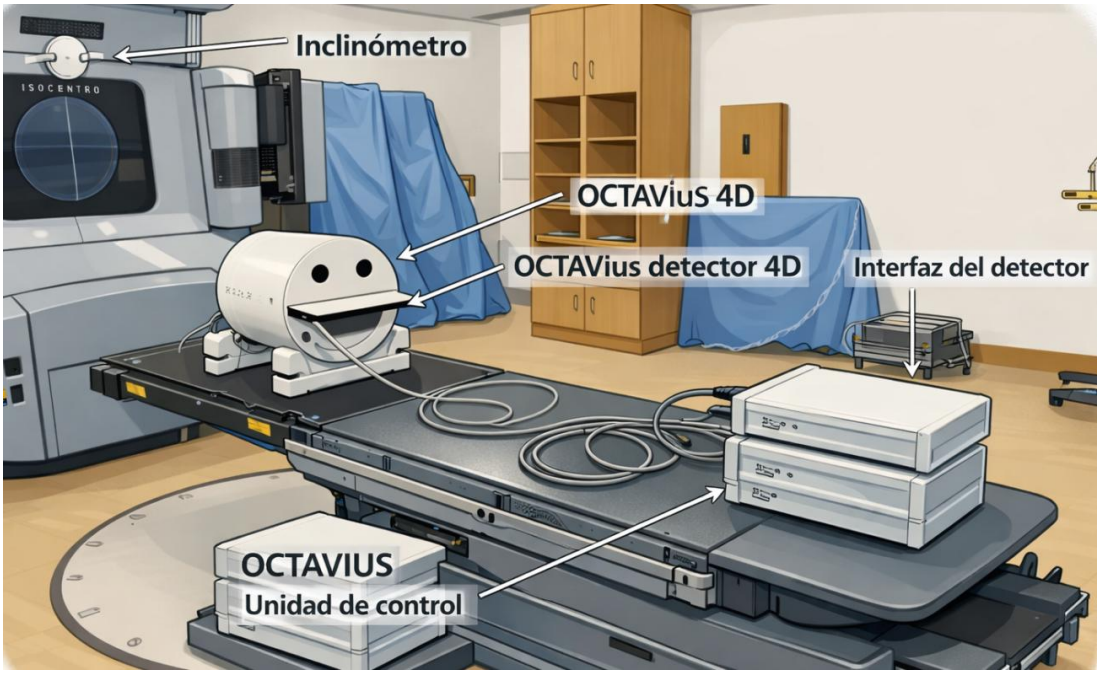
2.1.4. Estimación de dosis en radioterapia

La dosimetría en radioterapia sirve para comprobar que el volumen tumoral recibe la cantidad de radiación planificada y que los tejidos sanos cercanos reciben la menor exposición posible. Para este proceso se requieren imágenes de buena calidad y modelos capaces de representar la distribución de dosis en estructuras anatómicas con diferentes propiedades tisulares. Los métodos convencionales presentan limitaciones relacionadas con la resolución de las imágenes y con la variabilidad de los tejidos evaluados (Grégoire et al., 2015; Wilson et

al., 2025). En este contexto, la tomografía cone beam CT (CBCT) proporciona imágenes tridimensionales útiles para mejorar la localización anatómica y apoyar la estimación dosimétrica.

Figura 5

Estimación de dosis usando fantoma en radioterapia.



Nota. En la figura se muestra un sistema de estimación dosimétrica en radioterapia mediante el uso de un fantoma y detectores, asociados al control de dosis. Se ven piezas como el OCTAVIUS 4D, el detector, la interfaz del detector, la unidad de control y el inclinómetro, que se utilizan para comprobar la distribución de dosis en condiciones controladas. Elaboración propia.

La determinación de la dosis requiere también referencias metrológicas fiables. En radioterapia, los patrones primarios de la dosis absorbida en agua son una referencia internacional para obtener mediciones consistentes y con baja incertidumbre (Liu et al., 2023;

Soares et al., 2019). En la planificación actual se utilizan algoritmos como Monte Carlo y de convolución/superposición, que permiten modelar la interacción del haz de radiación en medios heterogéneos y reproducir la distribución tridimensional de la dosis en el interior del paciente (Jabbari y Seuntjens, 2014; Lin et al., 2001; Systems, 2025).

En la práctica dosimétrica actual existe una discusión sobre la conveniencia de expresar la dosis como dosis en agua (D_w) o como dosis en el medio (D_m). Esto es producto de que ambas aproximaciones dependen de las propiedades tisulares y del tipo de radiación empleada. Los algoritmos orientados al cálculo de Dm ayudan a la mejora de la estimación de la dosis en medios heterogéneos, pero también exigen revisar los criterios clínicos usados para interpretar los resultados. Asimismo, los modelos analíticos basados en imágenes de tomografía computarizada permiten hacer estimaciones de dosis en regiones periféricas y cuantificar la exposición en órganos críticos, lo que proporciona información para valorar toxicidades y riesgos asociados a la irradiación (Martin et al., 2025).

2.1.5. Tomografía CBCT y su aplicación en radioterapia

La tomografía de haz cónico (CBCT) se ha integrado a la radioterapia, puesto que permite obtener imágenes tridimensionales del paciente antes y durante las sesiones de tratamiento. Esta información permite confirmar el posicionamiento, identificar cambios anatómicos y mejorar la precisión del procedimiento. Sin embargo, la estimación de dosis basada en imágenes CBCT está sujeta a factores como la calidad de imagen, la calibración del sistema y las propiedades de los tejidos evaluados (Bissonette et al., 2009).

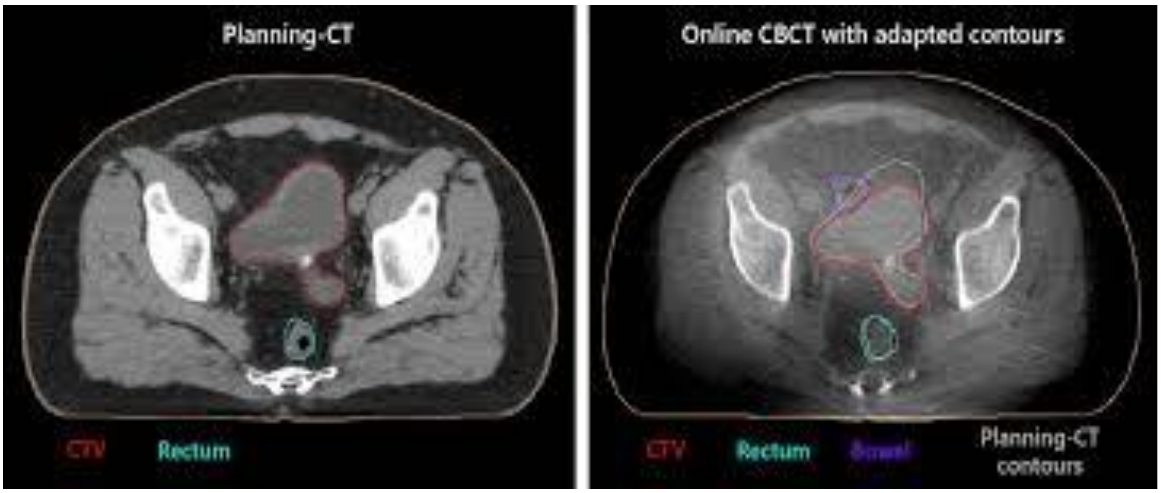
El CBCT funciona con un rayo X en geometría cónica, que es captado por paneles planos digitales. A partir de una rotación alrededor del paciente, el sistema realiza reconstrucciones de imágenes volumétricas que permiten ver la anatomía en tres dimensiones. En comparación con la tomografía convencional de haz en abanico, esta técnica acorta el

tiempo de adquisición y permite reducir los artefactos relacionados con el movimiento, lo cual contribuye a una localización anatómica más precisa (Liu et al., 2023).

En la práctica clínica, el CBCT es habitualmente incorporado a los aceleradores lineales, y forma parte de la radioterapia guiada por imágenes (IGRT). Su principal función es verificar la posición del paciente y el volumen tumoral antes de cada fracción, permitiendo realizar correcciones geométricas y proteger mejor los órganos sanos cercanos (García et al., 2015; Tai et al., 2025). También se han desarrollado avances como la adquisición en doble energía y los algoritmos de corrección de dispersión, dirigidos a mejorar la calidad de imagen y la diferenciación de tejidos blandos (Bogowicz et al., 2024; Djukelic et al., 2025). Estos progresos respaldan la radioterapia adaptativa en tiempo cercano al real y subrayan la relevancia del CBCT para tratamientos más precisos y seguros.

Figura 6

Comparación entre tomografía de simulación y tomografía CBCT



Nota. En la figura se muestra una imagen de tomografía utilizada para la planificación del tratamiento comparada con una imagen CBCT adquirida durante la sesión. Esta comparación permite verificar la coincidencia entre los contornos planificados y la posición anatómica

observada en el momento del tratamiento, lo que ayuda a controlar la posición en radioterapia guiada por imágenes. Elaboración propia.

2.1.6. Estudios previos sobre el impacto de CBCT en la dosimetría

Diversos estudios han analizado la relación entre las imágenes obtenidas con CBCT y la dosis administrada en radioterapia. Algunas investigaciones han identificado diferencias que pueden incidir en la exactitud del tratamiento, especialmente cuando la estimación dosimétrica depende de la calidad de imagen, la calibración del sistema y las condiciones anatómicas evaluadas (Maraghechi et al., 2023; Voina et al., 2023). En la zona de la cabeza y el cuello, es necesario entender estas diferencias en los tratamientos, ya que esta región contiene órganos importantes cercanos al volumen tumoral.

El CBCT tiene ventajas para comprobar el posicionamiento y la localización tumoral, pero también genera una dosis extra asociada a cada adquisición de imagen. Esta aportación puede ser mayor cuando hay adquisiciones repetidas, especialmente en esquemas como el 4D-CBCT. Por lo tanto, la dosis por imagen debe ser ponderada frente al beneficio clínico que aporta la mayor precisión del tratamiento (Martin et al., 2025; Zhang et al., 2024). Su magnitud depende de los parámetros técnicos empleados, como el tamaño del campo, el kilovoltaje, el miliamperaje, la filtración, el número de proyecciones y el ángulo de rotación del gantry, los cuales pueden ajustarse para reducir la carga radiológica (Soares et al., 2019; Wilson et al., 2025).

Desde el punto de vista dosimétrico, el CBCT ayuda a corregir errores de posicionamiento y permite reducir los márgenes de planificación PTV. Esta corrección permite reducir la irradiación innecesaria de los órganos en riesgo y propicia una mejor preservación funcional de los tejidos (Hou et al., 2026; Zhang et al., 2024). Sin embargo, la dosis asociada

al CBCT debe ser cuantificada y controlada, ya que su acumulación puede ser importante en tratamientos con varias fracciones.

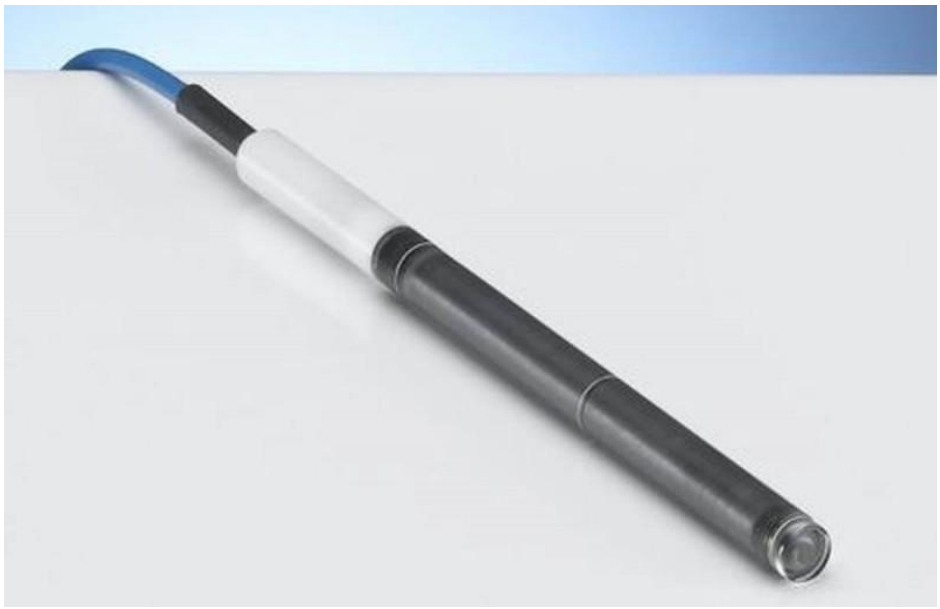
Es por eso que los protocolos de adquisición CBCT deben ser estandarizados y optimizados. La revisión de los parámetros técnicos y el empleo de estrategias de imagen adaptativa facilitan mantener una adecuada relación beneficio clínico-riesgo radiológico. Este control resulta fundamental en radioterapia guiada por imágenes, donde la precisión del posicionamiento debe conservarse sin incrementar innecesariamente la exposición del paciente (Kearney et al., 2020).

2.1.7. Dosimetría de CBCT usando cámara de ionización

Las cámaras de ionización, empleadas en la dosimetría de CBCT, facilitan la medición de la dosis absorbida durante los exámenes de imagen utilizados en radioterapia. Estos dispositivos ofrecen mediciones precisas en diferentes regiones del cuerpo, lo que ayuda a evaluar la seguridad radiológica del paciente y a comparar protocolos de adquisición, como señalan Wang et al. (2016). Esta capacidad es útil para ajustar la calidad de la imagen y reducir la dosis impartida cuando las condiciones técnicas lo permitan.

Figura 7

Cámara de ionización tipo CT



Nota. En compras de tomografía CBCT se emplea una cámara de ionización tipo CT para realizar mediciones dosimétricas, tal como lo muestra la figura. Este detector permite registrar la carga eléctrica que produce la interacción del haz de rayos X con el medio evaluado, y mediante factores de calibración se transforma en valores de dosis absorbida. Elaboración propia.

En CBCT, las cámaras de ionización permiten la evaluación de la dosis que genera el haz de rayos X con geometría cónica. Estos detectores muestran una respuesta estable en su capacidad energética, permitiendo determinar el kerma en aire, dato que es indispensable para estimar la dosis absorbida en regiones anatómicas específicas (Djukelic et al., 2025; Towairqi, 2017). Por ende, su uso es adecuado cuando se desea medir la contribución dosimétrica del CBCT bajo condiciones controladas.

Para realizar estas mediciones se utilizan cámaras cilíndricas, como los modelos tipo Farmer o Semiflex, que están calibradas en rangos de energía compatibles con los kilovoltajes

que se utilizan en la CBCT y que, por lo general, se encuentran entre los 100 kV y los 150 kV. Esta calibración permite conservar la trazabilidad metrológica del procedimiento (Grandon Jiménez, 2014). La ubicación de la cámara debe ser en posiciones definidas dentro del fantoma o en condiciones de aire, dependiendo del objetivo de la medición. Después se efectúan compras con protocolos que representen el uso clínico del CBCT.

Figura 8

Electrómetro ROMEO de la marca PTW



Nota. En la figura se muestra el electrómetro digital ROMEO de la marca PTW, equipo que se utiliza para registrar y visualizar las magnitudes asociadas a la medición dosimétrica, como la dosis, la tasa de dosis y el tiempo de exposición. Este dispositivo permite leer la señal que genera la cámara de ionización durante las adquisiciones CBCT y ayuda a la trazabilidad del procedimiento experimental. Elaboración propia.

El análisis dosimétrico incluye también parámetros como la capa hemirreductora, el campo de visión, el producto corriente-tiempo y la frecuencia de adquisición. Estas variables

influyen en la dosis total producida durante el procedimiento de imagen y permiten ajustar los protocolos para reducir la exposición sin perder la calidad de imagen necesaria (Bogowicz et al., 2024). En este sentido, la cámara de ionización ofrece una vía fiable de medición de la dosis asociada al CBCT y de apoyo al equilibrio entre calidad de imagen, precisión clínica y protección radiológica en la radioterapia guiada por imágenes.

2.1.8. Fantomas para dosimetría de CBCT usando cámara de ionización

La dosimetría en CBCT requiere fantomas que reproduzcan, en condiciones controladas, la interacción de la radiación con materiales equivalentes a tejidos biológicos. Los simuladores permiten medir la dosis con cámaras de ionización y comprobar el comportamiento dosimétrico de los sistemas CBCT. Los modelos más utilizados son los fantomas cilíndricos de polimetilmetacrilato, PMMA, por su homogeneidad, estabilidad y utilidad para evaluar la constancia dosimétrica y la alineación del isocentro.

El CBCT utiliza un rayo X de geometría cónica y en una rotación se generan múltiples proyecciones. Esta modalidad de adquisición genera una distribución de dosis que varía dentro del volumen evaluado. Por ello, se necesitan modelos físicos que puedan representar la atenuación y dispersión de la radiación en condiciones similares a las del tejido humano (Jurado-Bruggeman et al., 2025).

Los fantomas cilíndricos elaborados con materiales equivalentes al tejido blando, como el PMMA, son adecuados para mediciones con cámaras de ionización tipo Farmer. Su homogeneidad de estructura favorece mediciones reproducibles y permite mantener la trazabilidad metrológica. Estos dispositivos también facilitan la determinación del cone beam dose index, CBDI, parámetro comparable al CTDI empleado en tomografía convencional, lo cual permite contrastar dosis entre equipos y protocolos de adquisición (Maraghechi et al., 2023).

Para evaluaciones más cercanas a la práctica clínica, también se utilizan fantomas antropomórficos o de geometría seccional, diseñados para simular la anatomía del cráneo y los tejidos circundantes. Estos modelos permiten estimar la dosis en órganos críticos y analizar cómo afectan el campo de visión y los parámetros técnicos a la distribución dosimétrica (Nyflot et al., 2023). La inclusión de cámaras de ionización en cavidades predefinidas del fantoma permite obtener mediciones puntuales y validar modelos computacionales, incluyendo los basados en métodos Monte Carlo.

La combinación de fantomas específicos y cámaras de ionización proporciona una estrategia fiable para el control dosimétrico en CBCT. Esta integración ayuda a optimizar los protocolos de imagen y a disminuir la carga radiológica en procedimientos de radioterapia guiada por imágenes (García et al., 2015).

Un ejemplo característico es el fantoma CIRS 062MA, que se utiliza en dosimetría de CBCT con materiales equivalentes al tejido humano como el Plastic Water®-LR. Este dispositivo permite ubicar cámaras de ionización en puntos determinados y realizar mediciones en condiciones simuladas. Su diseño modular permite la calibración, validación de configuraciones de adquisición y ajuste de parámetros como kilovoltaje, mAs y campo de visión. Estas características permiten obtener mediciones reproducibles y apoyar la reducción de dosis sin perder calidad de imagen requerida en radioterapia (García et al., 2015; Ji et al., 2025; Wilson et al., 2025).

2.1.9. Pruebas estadísticas

Las pruebas estadísticas ANOVA (Análisis de Varianza) y t de Student constituyen herramientas esenciales dentro de la estadística inferencial para la comparación de medias entre uno o más grupos, permitiendo identificar diferencias estadísticamente significativas, con aplicaciones extendidas en investigación biomédica y física médica (Jurado-Bruggeman et al., 2025; Editage, 2023).

La prueba t de Student se emplea para analizar la diferencia entre las medias de dos conjuntos de datos, ya sean independientes o dependientes, bajo la hipótesis nula $H_0: \mu_1 = \mu_2$. En el caso de dos muestras independientes con varianzas homogéneas, el estadístico se determina mediante:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{s_p \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}}$$

Donde $\bar{X}_i$ es la media muestral, n_i el tamaño de muestra, y s_p la desviación estándar combinada:

$$\sqrt{\frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}}$$

El valor t se compara con la distribución t de Student con $n_1 + n_2 - 2$ grados de libertad para obtener el valor p, el cual indica la significancia estadística (Editage, 2023).

De forma análoga, el análisis de varianza (ANOVA) permite abordar la comparación de más de dos grupos mediante la descomposición de la variabilidad total en componentes atribuibles a diferencias entre grupos y a la variabilidad interna de cada grupo. En este marco, la hipótesis nula establece que todas las medias poblacionales son equivalentes: $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \cdots = \mu_k$. La estadística F se calcula como:

$$F = \frac{MSB}{MSW} = \frac{\frac{SSB}{k - 1}}{\frac{SSW}{N - k}}$$

Donde SSB (sum of squares between) cuantifica la variabilidad atribuible a las diferencias entre grupos, mientras que SSW (sum of squares within) representa la dispersión interna de cada grupo; k corresponde al número de grupos considerados y N al total de observaciones (PMC, 2022). Valores elevados del estadístico F indican que la variabilidad intergrupal supera a la intragrupal, lo que sugiere la existencia de diferencias estadísticamente significativas.

El análisis de varianza (ANOVA) se sustenta en supuestos fundamentales, entre los que se incluyen la normalidad de los datos en cada grupo, la homogeneidad de varianzas y la independencia de las observaciones, condiciones análogas a las requeridas por la prueba t. Cuando estos criterios se satisfacen, ANOVA proporciona una evaluación global eficiente, evitando la acumulación del error tipo I asociada a la aplicación reiterada de pruebas t independientes (Tisch et al., 2019).

Ambos métodos presentan un carácter complementario: la prueba t de Student resulta adecuada para contrastes directos entre dos grupos, destacando por su simplicidad computacional, mientras que ANOVA es más apropiado en estudios que involucran múltiples niveles o tratamientos, pudiendo además extenderse a esquemas factoriales que permiten analizar efectos principales e interacciones (Rendón-Macías et al., 2016).

Por ello, el uso adecuado y la correcta interpretación de estas herramientas estadísticas permiten sustentar decisiones objetivas en el análisis de variables continuas dentro de la investigación clínica, fortaleciendo la validez de los resultados y la solidez de las conclusiones en física médica y otras áreas biomédicas.

III. MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

El presente estudio se desarrolla bajo un enfoque cuantitativo debido a que permite medir las variables de estudio, y adopta un diseño cuasiexperimental, el cual está orientado a la estimación de las dosis asociadas a las adquisiciones de tomografías CBCT en el contexto de tratamientos de radioterapia para cáncer de cabeza y cuello.

3.2. Ámbito temporal y espacial

Las mediciones se llevaron a cabo en el Departamento de Radioterapia del Instituto Regional de Enfermedades Neoplásicas del Sur (IREN Sur), con el respaldo del personal especializado que desempeña sus funciones en dicha área.

3.3. Variables

- Variable dependiente: dosis de tomografía CBCT.
- Variable independiente: tratamientos de cabeza y cuello.

3.4. Población y muestra

En el presente estudio no se trabajó con una población humana en el sentido convencional. Por ello, se empleó para la obtención de los datos dosimétricos un fantoma de escaneo tomográfico construido en polimetilmetacrilato (PMMA), diseñado para simular condiciones anatómicas que ayuden a evaluar la dosis durante las aplicaciones CBCT.

3.5. Instrumentos

Se utilizó una ficha de registro dosimétrico para la recolección de datos, en la cual se tabularon las mediciones obtenidas en cada punto del fantoma. Para ello se utilizó como instrumento principal una cámara de ionización tipo CT, que es un equipo diseñado para medir la dosis de radiación absorbida en los procedimientos de tomografía y radioterapia. También se utilizó el sistema de tomografía cone beam CT integrado al equipo de radioterapia para generar las adquisiciones bajo condiciones clínicas controladas. Los protocolos clínicos

empleados para la obtención de las imágenes CBCT fueron parte del procedimiento instrumental, ya que definieron los parámetros técnicos de escaneo, la calibración del equipo, la verificación dosimétrica y las condiciones de seguridad requeridas para el registro de la dosis.

3.6. Procedimientos

El procedimiento comenzó con la selección de un fantoma de escaneo CT de cabeza y cuello, hecho de polimetilmetacrilato (PMMA), por sus propiedades de atenuación y su utilidad para simular condiciones dosimétricas en adquisiciones de tomografía CBCT. Bajo condiciones similares a aquellas usadas en la práctica clínica para estudios de cabeza y cuello, el fantoma fue colocado en el acelerador lineal. Cada adquisición se verificó previamente en cuanto a su alineación, estabilidad y coincidencia con los puntos de referencia del sistema, para reducir errores de desplazamiento y mantener la consistencia de las mediciones.

A continuación, se efectuó la medición de la dosis durante las adquisiciones CBCT. Para ello se utilizó una cámara de ionización tipo CT modelo 30009 de la marca PTW, diseñada para aplicaciones dosimétricas en tomografía. La cámara se colocó en cinco puntos definidos del fantoma: superior, inferior, lado derecho, lado izquierdo y centro. Las adquisiciones se realizaron con el protocolo clínico de CBCT para cabeza y cuello, teniendo en cuenta los parámetros técnicos establecidos para el estudio, incluyendo el ángulo inicial, el colimador, el filtro y la posición del panel detector.

En cada punto de medición se realizaron 30 registros dosimétricos, sumando un total de 150 mediciones. En cada adquisición, la cámara de ionización registró la carga eléctrica generada por la interacción del haz de rayos X con el fantoma. Posteriormente, esta señal se transformó a valores de dosis absorbida mediante los factores de calibración correspondientes. Este procedimiento permitió caracterizar la distribución espacial de la dosis y comparar el comportamiento dosimétrico entre las posiciones periféricas y el punto central del fantoma.

3.7. Análisis de datos

Los datos obtenidos fueron organizados en una ficha de registro dosimétrico y procesados de acuerdo con el punto de medición evaluado. Se calcularon primero valores descriptivos como dosis máxima, dosis mínima, dosis media y desviación estándar, para identificar el comportamiento general de la dosis en cada región del fantoma. También se elaboraron gráficos de tendencia y diagramas de caja para observar la dispersión de las mediciones, reconocer valores atípicos y comparar visualmente la distribución de dosis entre los puntos evaluados.

A continuación, se llevó a cabo un análisis inferencial para determinar si las dosis registradas en las distintas posiciones presentaban diferencias estadísticamente significativas. Se empleó el análisis de varianza, ANOVA, para comparar los valores promedio entre los cinco puntos de medición. Seguidamente, se efectuaron pruebas t de Student para comparar la dosis del punto central con cada posición periférica. Con este análisis se pudo determinar si la menor dosis observada en el centro del fantoma tenía respaldo estadístico frente a las mediciones obtenidas en las regiones superior, inferior, lateral derecha y lateral izquierda.

Posteriormente, los resultados estadísticos se interpretaron en conjunción con la distribución espacial de la dosis y la magnitud dosimétrica registrada. Con esta lectura se pudo valorar el aporte de la dosis asociada al CBCT frente a las dosis terapéuticas usadas en radioterapia de cabeza y cuello. El análisis permitió, además, reconocer la utilidad de estas mediciones para el control de calidad, la trazabilidad del procedimiento y la optimización de los protocolos de adquisición CBCT.

3.8. Consideraciones éticas

El estudio se realizó sin intervención directa en pacientes ni acceso a información personal, clínica o identificable. Las mediciones se efectuaron en un fantoma de escaneo CT de cabeza y cuello, bajo condiciones controladas de adquisición CBCT, no existiendo riesgo

físico, psicológico ni radiológico para seres humanos. Además, se respetaron los principios de confidencialidad, de seguridad y de responsabilidad en el manejo de la información técnica obtenida. Los datos recogidos se limitaron exclusivamente a mediciones dosimétricas, tales como la dosis máxima, la dosis mínima, la dosis media y la desviación estándar, sin vincularlos a historias clínicas ni a datos sensibles. El equipo, la cámara de ionización y los protocolos de adquisición se utilizaron con fines académicos y científicos, procurando mantener la trazabilidad del procedimiento y el cumplimiento de las normas de seguridad radiológica aplicables al entorno de radioterapia.

IV. RESULTADOS

En el presente capítulo, se exponen los resultados de las evaluaciones dosimétricas efectuadas en el fantoma de cabeza y cuello durante las adquisiciones de tomografía CBCT. Los datos se agrupan según los puntos de medición definidos, con el fin de observar el comportamiento de la dosis absorbida en las regiones superior, inferior, derecha, izquierda y central. Esta presentación permite identificar la distribución espacial de la dosis, reconocer posibles variaciones entre las zonas estudiadas y valorar la contribución dosimétrica del CBCT en el contexto de la radioterapia de cabeza y cuello.

Tabla 1

Parámetros de tomografía CBCT

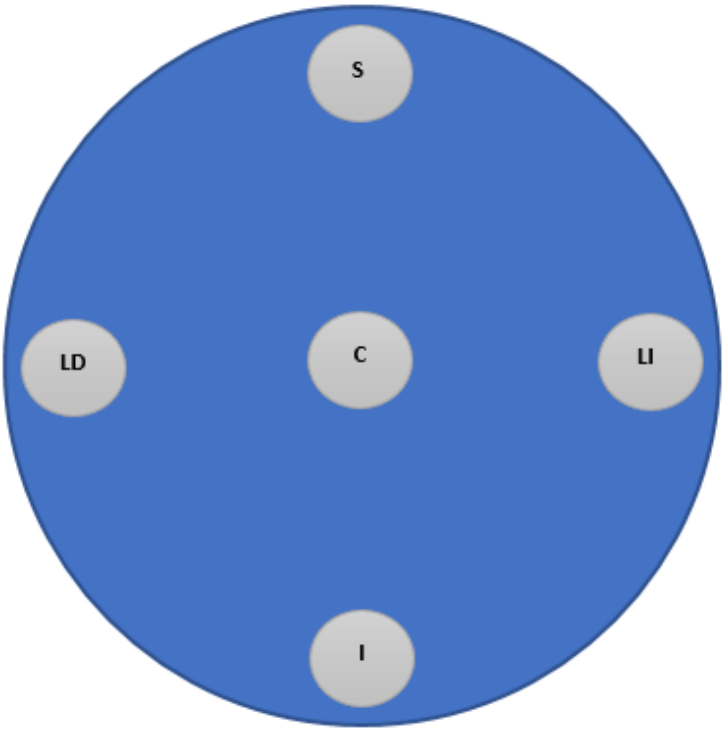
Cone beam CT	Ángulo	Colimador kV	Filtro kV	Posición del panel
Cabeza y cuello	180	S10	F0	Pequeño
	0	S10	F0	Pequeño
	90	S10	F0	Pequeño
	270	S10	F0	Pequeño

Nota. Los parámetros mostrados en la Tabla 1 han permitido mantener la trazabilidad del procedimiento y repetir las mediciones dosimétricas bajo idénticas condiciones de adquisición. En este estudio se iniciaron las adquisiciones de CBCT con un ángulo de 180.º, utilizando un colimador de kV tipo S10 y un filtro kV F0. Para definir el campo de visión se tomó como referencia la posición del panel detector. Los valores de referencia son los que se utilizan en la práctica clínica para estudios CBCT. La dosis no se obtuvo de forma directa, puesto que la cámara de ionización tipo CT registró carga eléctrica, la cual se convirtió en dosis absorbida mediante los factores de calibración correspondientes. Con este procedimiento, se cuantificó

la dosis en cabeza y cuello en un fantoma de escaneo CT específico para esta anatomía en cinco posiciones: superior, inferior, lateral derecha, lateral izquierda y centro.

Figura 9

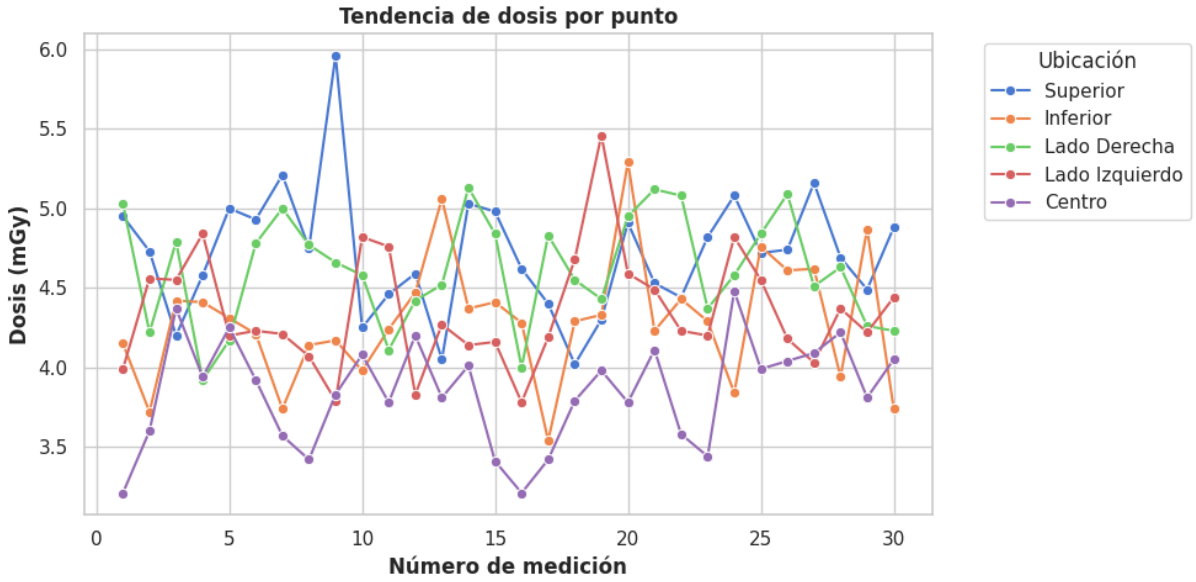
Puntos de medición de dosis en el fantoma de cabeza y cuello



Nota. En la Figura 9 se muestra la localización de los cinco puntos definidos para la medición de dosis durante la adquisición CBCT en el protocolo de cabeza y cuello: superior (S), inferior (I), lateral derecho (LD), lateral izquierdo (LI) y centro (C). En cada punto se tomaron 30 mediciones con el protocolo de adquisición CBCT utilizado de forma habitual en el servicio de radioterapia. En el transcurso de la intervención, no se accedió a la información personal ni a los datos clínicos identificables de los pacientes.

Figura 10

Tendencia de dosis por punto medido.



Nota. En la Figura 10 se muestra la variación de las dosis registradas en las 30 mediciones realizadas en cada punto del fantoma de escaneo CT, con la cámara de ionización CT 30009. Un total de 150 registros fueron analizados para las posiciones superior, inferior, lateral derecha, lateral izquierda y centro. Los valores se sitúan entre aproximadamente 3 mGy y 6 mGy. La gráfica no muestra un incremento lineal acumulativo de la dosis, sino fluctuaciones propias de cada medición. Sin embargo, la variabilidad permanece dentro de un rango limitado, lo cual es un reflejo de la estabilidad relativa del protocolo de adquisición CBCT empleado.

Tabla 2

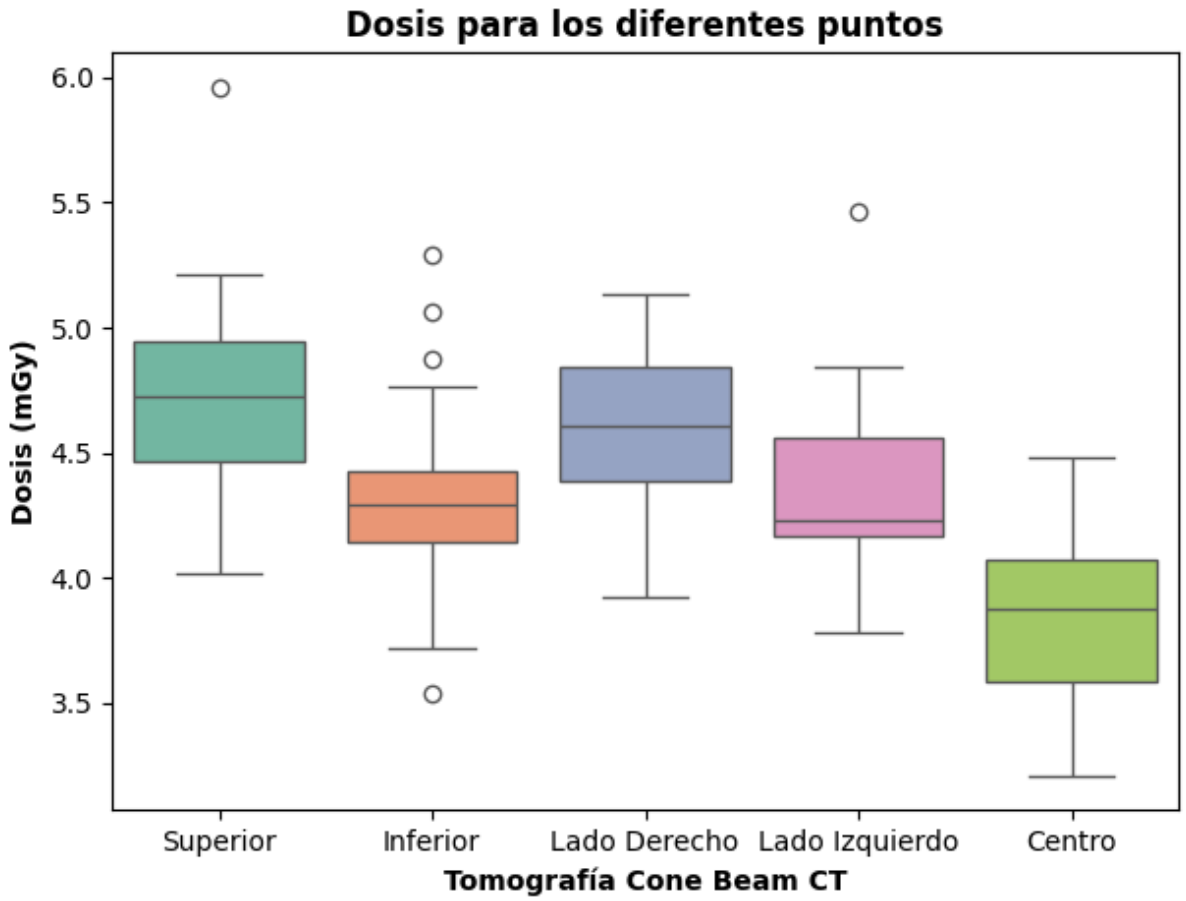
Valores de dosis en la adquisición tomográfica de cabeza y cuello.

Valores	Superior	Inferior	Lado derecho	Lado izquierdo	Centro
Dosis máx (mGy)	5.96	5.29	5.13	5.46	4.48
Dosis mín (mGy)	4.02	3.54	3.92	3.78	3.21
Dosis media (mGy)	4.72	4.3	4.61	4.36	3.85
DS (mGy)	0.39	0.39	0.35	0.37	0.33

Nota. En la Tabla 2 se resumen los valores de dosis obtenidos durante la adquisición tomográfica CBCT para la región de cabeza y cuello. Los resultados muestran que los valores medios en las posiciones periféricas están cercanos entre sí, con una dosis promedio de 4.72 mGy en el punto superior, 4.30 mGy en el inferior, 4.61 mGy en el lado derecho y 4.36 mGy en el lado izquierdo. Por otro lado, el punto central registró una dosis media menor, de 3.85 mGy. Este comportamiento señala una distribución relativamente uniforme en la periferia del fantoma, mientras que la reducción observada en el centro se relaciona con la mayor atenuación producida por el material del fantoma durante el paso del haz de radiación.

Figura 11

Valores de dosis en adquisición de cabeza y cuello

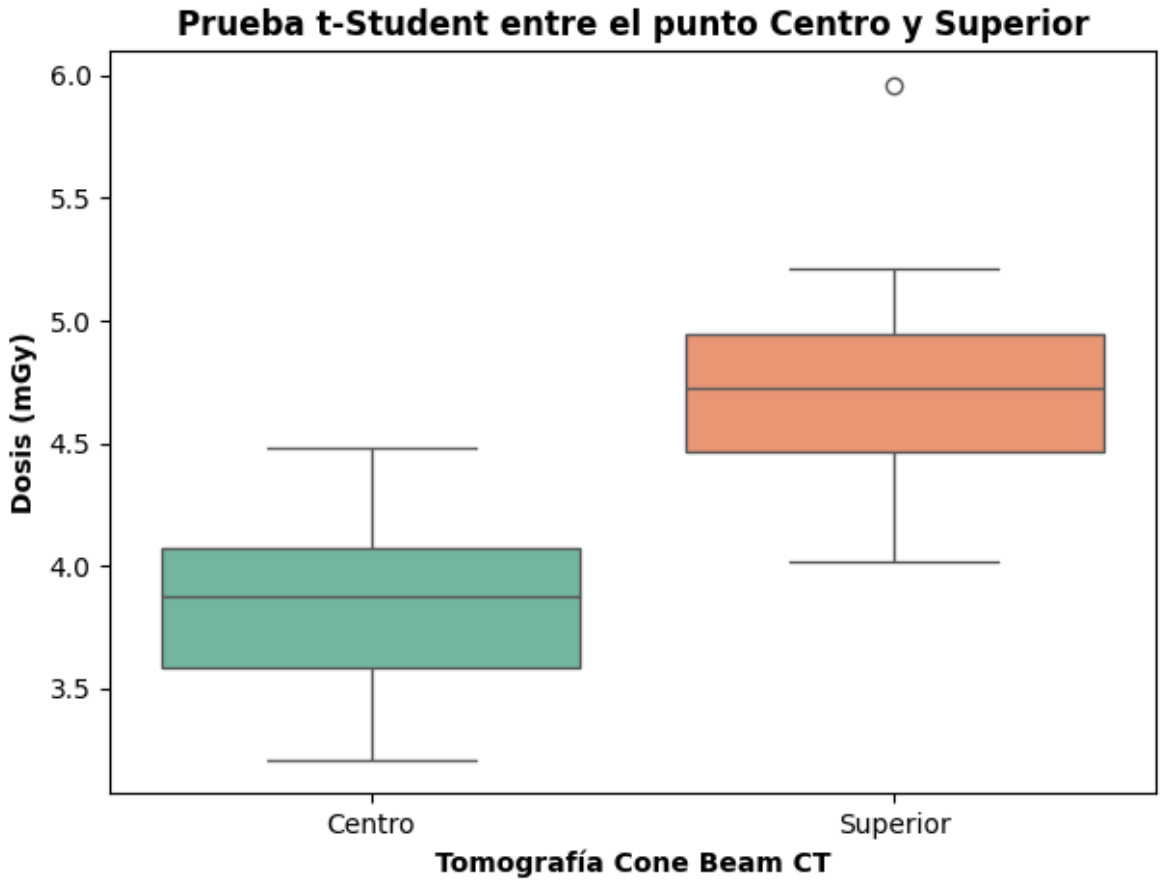


Nota. En la Figura 11 se muestra un diagrama de caja con el que se resume la distribución de las dosis registradas en cada punto de evaluación del fantoma de cabeza y cuello. Esta representación permite comparar la variabilidad de las mediciones y detectar valores atípicos. En el punto superior se aprecia un valor atípico asociado al registro máximo, mientras que en el punto inferior se identifican tres valores extremos vinculados con dosis elevadas. El lateral derecho no tiene valores atípicos y muestra una distribución más estable. En el lateral izquierdo se aprecia un valor superior extremo; el punto central mantiene una distribución consistente, sin valores atípicos. Con base en esta descripción exploratoria, se llevó a cabo un análisis de varianza, ANOVA, para valorar diferencias entre las medias de dosis de los puntos medidos. El valor de p hallado, 5.12×10^{-16}, evidenció diferencias estadísticamente significativas entre

los grupos, siendo la causa principal el menor valor registrado en el centro. Cabe mencionar que no se observaron diferencias clínicamente relevantes al revisar los puntos periféricos por separado. Además, en el centro, la reducción de la dosis está relacionada con la atenuación por el fantoma de polimetilmetacrilato (PMMA). Por esta razón, se aplicó la prueba t de Student para comparar el punto central con cada posición periférica y comprobar la significancia de las diferencias observadas.

Figura 12

Comparación de dosis entre el punto centro y superior.

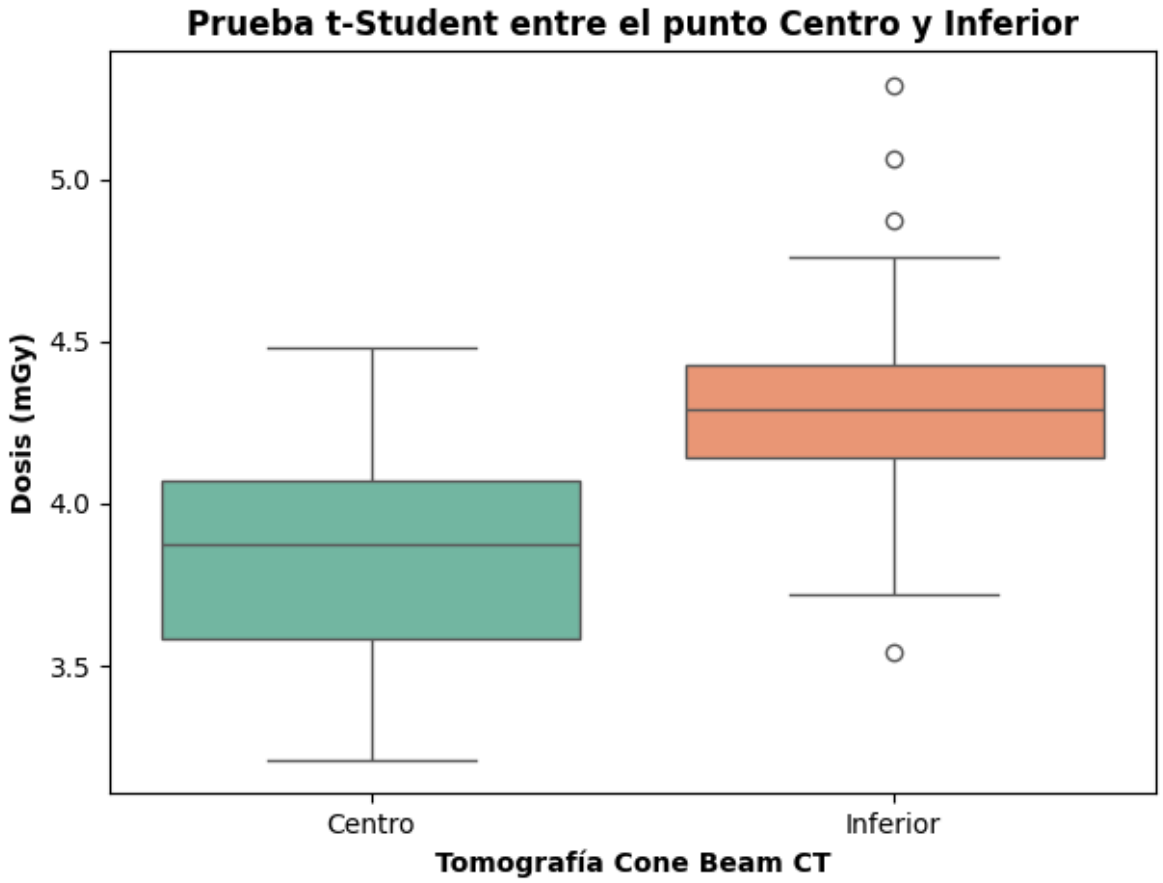


Nota. La Figura 12 muestra la comparación de dosis entre el punto central y el punto superior mediante la prueba t de Student. El análisis obtuvo un estadístico t de -9.24 y un p-valor de 5.34 × 10 -13, lo que indica una diferencia estadísticamente significativa entre ambas

posiciones. El estadístico tiene valor negativo, lo que indica que la dosis promedio en el centro del fantoma fue menor que la registrada en el punto superior. Este resultado confirma que la distribución de dosis dentro del volumen irradiado no fue uniforme. La diferencia observada se debe a la geometría del haz cónico, la atenuación del material del fantoma y al movimiento rotacional del sistema durante la adquisición CBCT.

Figura 13

Comparación de dosis entre el punto centro e inferior.

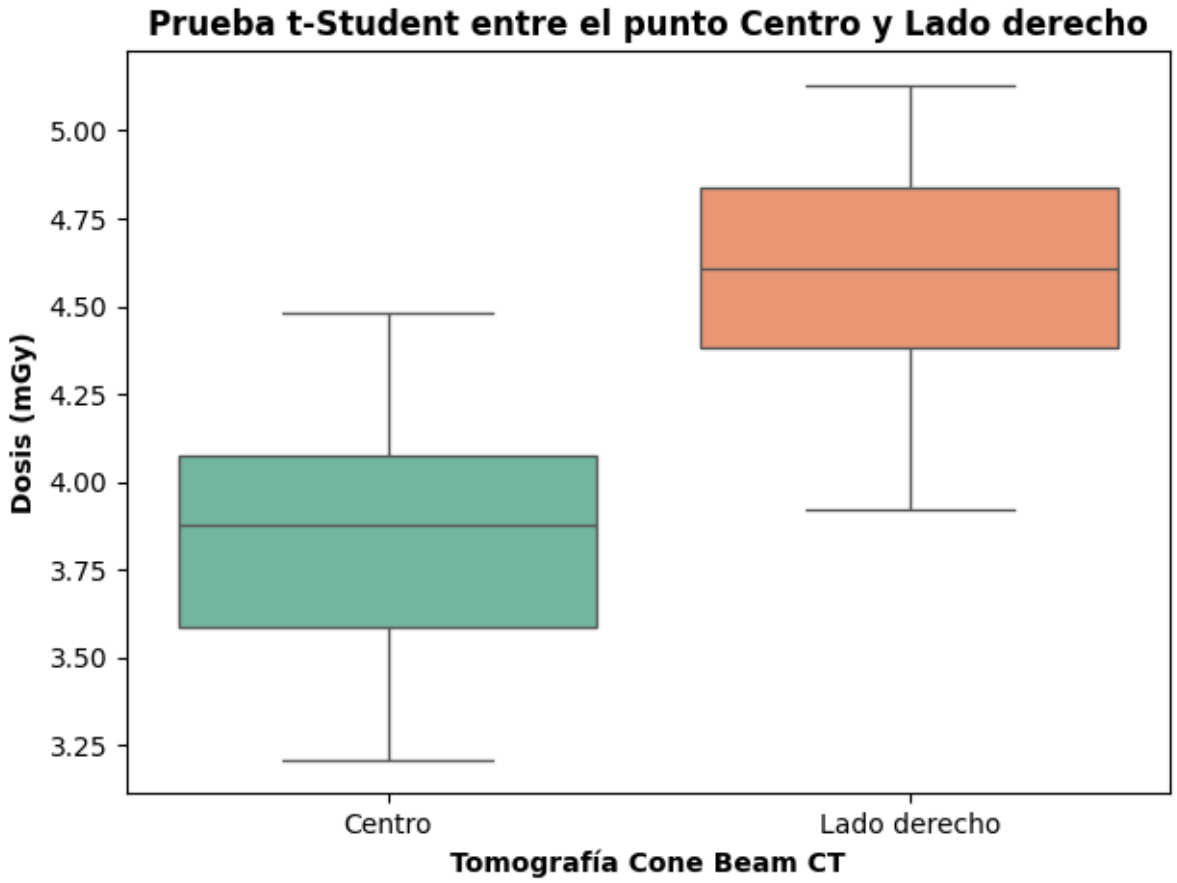


Nota. En la Figura 13 se muestra la comparación de las dosis entre el punto central y el punto inferior del fantoma mediante una prueba t de Student para muestras apareadas. El análisis arrojó un estadístico t de -4.79 y un valor p de 1.19×10^{-5}, valor menor al nivel de significancia

de 0.05, confirmando que sí existe diferencia estadísticamente significativa entre ambas posiciones. El signo negativo significa que la dosis promedio en el centro es menor que la observada en el punto inferior. El resultado presentado refleja una variación sistemática en la distribución espacial de la dosis, relacionada con la geometría del haz cónico, la atenuación del material del fantoma y las propias condiciones de adquisición del sistema CBCT.

Figura 14

Comparación de dosis entre el punto centro y el lado izquierdo

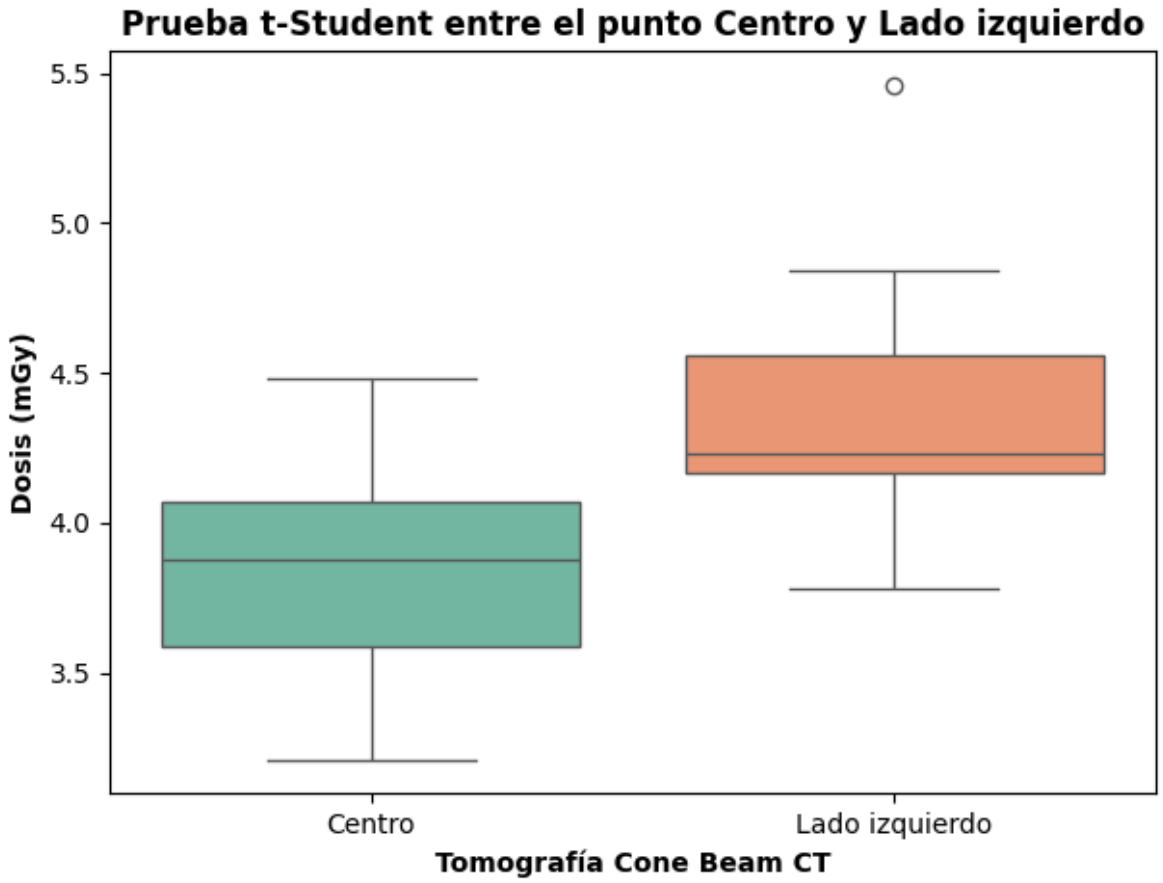


Nota. En la Figura 14 se muestra la comparación de la dosis entre el punto central y el lado derecho del fantoma mediante la prueba t de Student para muestras apareadas. El análisis arrojó un estadístico t de -8.72 y un valor p de 3.76×10^{-12}, lo que sugiere una diferencia

estadísticamente significativa entre las dos regiones. El signo negativo del estadístico indica que la dosis promedio en el centro fue menor que la observada en el lado derecho. Este comportamiento confirma una no uniforme distribución espacial de la dosis dentro del volumen irradiado asociada a la geometría del sistema CBCT, la atenuación del material del fantoma y a posibles variaciones en el perfil del haz durante la adquisición.

Figura 15

Comparación de dosis entre el punto centro y el lado izquierdo



Nota. En la Figura 15 se muestra la comparación de las dosis entre el punto central y el lado izquierdo del fantoma, mediante la prueba t de Student. El análisis arrojó un estadístico t de -5.64 y un valor p de 5.23×10^{-7}, menor que el nivel de significancia de 0.05. El resultado

encontrado indica una diferencia estadísticamente significativa entre ambas posiciones. El signo negativo del estadístico indica que la dosis media en el punto central fue menor que la registrada en el lado izquierdo. Este comportamiento confirma una distribución no uniforme de dosis dentro del fantoma, relacionada con la geometría del haz cónico, la trayectoria de irradiación y la posición relativa del detector durante la rotación del sistema CBCT.

Con base en los resultados, las variaciones de las mediciones de dosis observadas entre los distintos puntos del fantoma no deben tomarse como errores aleatorios. Estas diferencias son propias del funcionamiento del sistema CBCT, que utiliza un haz de rayos X con geometría cónica y con un movimiento rotatorio alrededor del objeto evaluado. Esta manera de adquisición origina una distribución de la dosis no uniforme dentro del volumen escaneado. Por ende, la colimación, la configuración del detector, el tiempo de exposición por proyección y la geometría del haz influyen en este comportamiento.

Por lo tanto, las regiones periféricas o las que se encuentran más cerca de la fuente pueden registrar dosis más altas, mientras que el centro del volumen recibe una exposición menor. Estas diferencias son propias del proceso de adquisición y reconstrucción volumétrica del CBCT y no son indicativas de fallos operativos. El reconocimiento de esta distribución espacial permite una mejor interpretación de los resultados, el diseño de protocolos de control de calidad y una estimación más precisa de la dosis asociada al uso clínico del CBCT.

V. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

El objetivo principal de esta investigación tesis fue cuantificar la dosis asociada a adquisiciones de tomografía cone beam CT en la región anatómica de cabeza y cuello. Para su desarrollo se utilizaron configuraciones experimentales que incorporaron variaciones de parámetro tales como el ángulo inicial, el colimador, el tipo de filtro y la posición del panel detector que se indican en la Tabla 1. Es necesario documentar estas condiciones con el fin de asegurar el seguimiento de las mediciones y la reproducción de los hallazgos obtenidos. Es digno de mención que las configuraciones utilizadas, ángulo inicial de 180°, colimador S10, filtro F0 y posición de panel en modo pequeño relacionado con el campo de visión, se ajustan a las condiciones típicas de la práctica clínica en adquisiciones de CBCT. Este punto coincide con lo señalado por Soares et al. (2019) y Wilson et al. (2025), los cuales mencionan que las variables técnicas como el tamaño del campo, el kilovoltaje, el miliamperaje, la filtración, el número de proyecciones y el ángulo de rotación tienen una influencia en la dosis adicional generada durante la adquisición CBCT.

El procedimiento dosimétrico consistió en la conversión de la carga eléctrica registrada por una cámara de ionización tipo CT a valores de dosis absorbida usando factores de calibración. Para ello se utilizó un fantoma de escaneo CT diseñado para reproducir la anatomía de la región de cabeza y cuello bajo las condiciones establecidas en el estudio. Para ello, se establecieron cinco ubicaciones de medición: arriba, abajo, derecha, izquierda y centro del fantoma. La forma de situar estos puntos viene dada por la Figura 9. Para cada uno de ellos se registraron 30 mediciones para obtener un total de 150 registros dosimétricos, los cuales fueron tomados con un protocolo clínico habitual de CBCT. De acuerdo a Wang et al. (2016), señalaron que el empleo de cámaras de ionización para este tipo de mediciones es coherente con el empleo de estos dispositivos para la evaluación de la dosis en diferentes regiones del cuerpo y contrastar los protocolos de adquisición en estudios CBCT.

El análisis gráfico de los resultados, que se muestran en la Figura 10, mostró dispersión en las mediciones correspondientes a cada punto, sin un comportamiento acumulativo lineal de la dosis. Sin embargo, los valores fueron muy similares, y se mantuvieron en un intervalo relativamente estrecho (entre 3 y 6 mGy), lo que muestra la estabilidad de las condiciones de adquisición. Los datos presentados en la Tabla 2 presentan una distribución homogénea a nivel global entre los distintos puntos. No obstante, el punto central tuvo valores un poco menores, lo que está asociado a un mayor efecto de atenuación debido al material de fantoma. Este resultado se relaciona con lo señalado por Djukelic et al. (2025) y Maraghechi et al. (2023), quienes sostuvieron que los fantomas de PMMA permiten examinar la atenuación y la distribución espacial de la dosis bajo condiciones controladas.

Para un mejor entendimiento de los hallazgos, se utilizaron diagramas de caja, mostrados en la Figura 11, que nos permitieron detectar diferencias en la distribución de los datos y la presencia de valores atípicos. En el punto superior se identificó un valor atípico correspondiente al valor máximo y en el punto inferior se detectaron tres valores atípicos relacionados con dosis elevadas. Además, se localizó un extremo superior a la izquierda. En cambio, en el lateral derecho y en el centro no se encontraron valores atípicos, lo que indica una mayor estabilidad y representatividad de la media en estas localizaciones evaluadas.

Para determinar la existencia de diferencias significativas entre los valores medios de las dosis en cada punto de referencia, se aplicó el análisis de varianza, ANOVA. El valor p obtenido fue de 5.12×10^{-16}, lo que indica una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de dosis para los diferentes puntos, especialmente para la dosis medida en el centro del fantoma frente a los demás puntos. Esta diferencia en el punto central está vinculada con la mayor atenuación de la radiación debido a un material de PMMA que constituye el fantoma de escaneo CT. En el proceso de llevar a cabo el análisis ANOVA excluyendo el punto central, no hubo diferencias clínicamente relevantes entre las mediciones de dosis en los puntos

externos. Estos hallazgos refuerzan la necesidad de interpretar la significancia estadística junto con la magnitud dosimétrica observada, puesto que una diferencia estadística no siempre implica una diferencia clínica relevante.

Se observó diferencia significativa entre la dosis del punto central y la de los demás puntos, por lo que se aplicó la prueba t de Student para comparar los valores medios de dosis. Esta comparación entre el punto centro y el punto superior se ilustra en la Figura 12. El estadístico t obtenido fue de -9.24, con un valor p de 5.34×10^{-13}. En ese sentido, el signo negativo del estadístico t muestra que la dosis promedio en el punto central fue menor que en el punto superior. Esta divergencia indica una distribución no homogénea del campo de radiación, afectada por las características del haz cónico, la atenuación del material y el sistema de rotación. La interpretación coincide con Bissonnette et al. (2009), quienes señalan que la estimación dosimétrica en CBCT depende de la calidad de imagen, la calibración del sistema y las propiedades del tejido o material que ha sido evaluado.

Las pruebas t de Student prosiguieron para realizar la comparación del punto central con los otros puntos. El estadístico t fue de -4.79, y el p-valor fue de 1.19×10^{-5}, como se puede observar entre el centro y el punto inferior de la Figura 13. Este resultado apunta a una diferencia significativa, con una media de dosis menor en el centro. Para la comparación entre el centro y el lado derecho, mostrada en la Figura 14, los valores fueron con un estadístico t de -8.72 y un p-valor de 3.76×10^{-12}, confirmando una diferencia significativa y una dosis menor en el centro. Asimismo, entre el centro y el lado izquierdo, mostrado en la Figura 15, el estadístico t fue de -5.64 y el p-valor de 5.23×10^{-7}, lo cual indica una diferencia real y una dosis media inferior en el centro.

Las diferencias detectadas en las mediciones de las dosis son características propias del diseño y operación del sistema de tomografía CBCT. Esta tecnología utiliza un haz de rayos X con geometría cónica y un movimiento de rotación alrededor del objeto, lo que produce una

distribución espacial no uniforme de la dosis dentro del volumen irradiado. Esta heterogeneidad depende de variables técnicas como la configuración geométrica del haz, la posición del detector, la colimación y el tiempo de exposición durante cada proyección. Por lo tanto, es de esperar que las regiones periféricas o cercanas a la fuente presenten valores de dosis más altos, en tanto que las regiones centrales muestran niveles más bajos. Estas diferencias forman parte del comportamiento esperado del sistema y deben ser interpretadas a partir del contexto físico de la adquisición, sin asociarlas a fallos operativos, ya que provienen del procedimiento de reconstrucción volumétrica y de la distribución energética del haz. Con base en Zhang et al. (2024), también mencionan que las discrepancias dosimétricas en CBCT están vinculadas con limitaciones de calibración y con diferencias en las características de los materiales o tejidos que son evaluados.

Con los resultados del presente estudio se pudo determinar que la contribución dosimétrica de la tomografía CBCT en los tratamientos convencionales de radioterapia para cabeza y cuello, donde las dosis prescritas por fracción se hallan en un rango de 200 a 250 cGy, es aproximadamente dos órdenes de magnitud menor. Esta relación cuantitativa muestra que la dosis adicional del uso de CBCT es menor que la dosis terapéutica. Este hallazgo es coincidente con Martin et al. (2025) y Zhang et al. (2024), quienes indicaron que la dosis adicional del CBCT debe valorarse frente al beneficio clínico de mejorar la precisión de la localización tumoral.

El hecho de que esta diferencia resulte relevante en la práctica clínica es debido a que esta diferencia es la base para emplear CBCT como herramienta de verificación del posicionamiento del paciente con un incremento reducido en la carga dosimétrica total. De este modo se consigue un equilibrio entre exactitud terapéutica y protección radiológica en tratamientos de radioterapia guiada por imagen. Según Guevara Melendez y Herrera Velasquez (2023), destaca que la corrección de errores de posicionamiento mediante CBCT ayuda a

reducir márgenes de planificación y a proteger órganos en riesgo, lo cual refuerza la utilidad clínica de esta tecnología cuando se emplea bajo protocolos controlados.

VI. CONCLUSIONES

- Se encontró que la dosis asociada a la tomografía cone beam CT fue aproximadamente dos órdenes de magnitud inferior con respecto a la dosis prescrita en radioterapia. Este resultado indica que esta técnica de diagnóstico tiene una contribución de la exposición adicional generada durante la adquisición de imágenes, la cual es menor que la dosis terapéutica.
- Las mediciones mostraron una distribución dosimétrica homogénea en los puntos periféricos, con valores medios comprendidos entre los intervalos de 4.0 y 4.7 mGy. El punto central mostró valores menores, lo cual se relaciona con la atenuación por el material del fantoma.
- El análisis estadístico mediante ANOVA y las pruebas t de Student confirmó que existen diferencias significativas entre la dosis registrada en el punto central y las dosis obtenidas en las posiciones periféricas.
- Los resultados indican que la dosis impartida por CBCT representa una pequeña fracción de la dosis terapéutica administrada en radioterapia. Estos hallazgos proporcionan información necesaria para una gestión dosimétrica más completa durante los procedimientos de radioterapia.
- La medición y reproducibilidad de la dosis en distintas distribuciones espaciales abordadas fortalecen los protocolos de control de calidad y a la práctica clínica, lo cual permite reducir la carga del área sin disminuir la calidad de la imagen en radioterapia.
- Desde el abordaje dosimétrico, el CBCT demostró diferencias estadísticamente significativas entre los puntos analizados. No obstante, en términos clínicos, fue baja respecto a las dosis terapéuticas, ya que se encontraba alrededor de 100 veces por debajo de estas.
- Los resultados apoyan el empleo de CBCT como método seguro para el posicionamiento y la verificación en la radioterapia de cabeza y cuello. Su aplicación

proporciona información imagenológica útil para el tratamiento y mantiene una carga radiológica adicional reducida cuando se utiliza bajo protocolos controlados.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda incluir en los protocolos de control de calidad del servicio de radioterapia la medición periódica de la dosis generada por CBCT. Para ello se puede emplear una cámara de ionización tipo CT y un fantoma de cabeza y cuello bajo las mismas condiciones de adquisición usadas en la práctica clínica, considerando puntos periféricos y centrales de medición. De este modo se podrá evaluar la estabilidad dosimétrica del sistema, identificar fluctuaciones en las operaciones y conservar una adecuada trazabilidad de la dosis asociada a las imágenes.
- Es recomendable que se registre y compare la dosis aportada por CBCT con la dosis terapéutica prescrita por fracción en los tratamientos de cabeza y cuello. Para ello, se debe calcular la relación entre la dosis medida en mGy durante la adquisición tomográfica y la dosis administrada en cada fracción de radioterapia, expresada en Gy. De esta forma se podrá valorar con una mayor precisión la contribución real del CBCT dentro de la exposición total del paciente y evitar interpretaciones clínicas basadas en estimaciones generales.
- Se recomienda optimizar los parámetros técnicos de adquisición CBCT sin afectar la calidad de imagen requerida para el posicionamiento del paciente. Para ello es necesario comprobar ciertas variables como el campo de visión, filtro, colimación, corriente, tiempo de exposición y frecuencia de adquisición, tomando como punto de referencia las medidas obtenidas en el fantoma. De este modo, se reducirá la carga radiológica adicional, manteniendo una adecuada verificación anatómica y reforzando la seguridad radiológica en los tratamientos de cabeza y cuello.

REFERENCIAS

Alaei, P., & Spezi, E. (2015). Physica Medica Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. *Physica Medica*, *31*(7), 647–658. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.003

Alcaraz, M. (2013). *Interacción de la radiación con la materia*. En CIEMAT (pp. 1–13). http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/764096047_1572009112411.pdf

Alcaraz, M. (2016). Interacción de la radiación con la materia. In *Protección Radiológica en Radiodiagnóstico* (pp. 1–13). http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/764096047_1572009112411.pdf

Andisco, D., Blanco, S. y Buzzi, A. E. (2014). Dosimetría en radiología. *Revista Argentina de Radiología*, *78*(2), 114–117. https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.06.010

Andreo, P. (2018). Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. *Radiation Oncology*, *13*(1), 1–15. https://doi.org/10.1186/s13014-018-1065-3

Bissonette, J. P., Puerdie, T., Higgins, J., Li, W., & Bezjak, A. (2009). Cone-beam computed tomographic image guidance for lung cancer radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, *73*(3), 927–934. https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.08.059

Bogowicz, M., Lustermans, D., Taasti, V. T., Hazelaar, C., Verhaegen, F., Fonseca, G. P., & Elmpt, W. Van. (2024). Evaluation of a cone-beam computed tomography system calibrated for accurate radiotherapy dose calculation. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, *29*, 100566. https://doi.org/10.1016/j.phro.2024.100566

Bortfeld, T., & Thieke, C. (2006). Optimization of treatment plans: Inverse planning. In W. Schlegel, T. Bortfeld, & A. L. Grosu (Eds.), *New technologies in radiation oncology*. Springer. https://doi.org/10.1007/3-540-29999-8_17

Chunga-palomino, S. L. (2021). Incertidumbres en la radioterapia a pacientes con cáncer de próstata con tomografía computarizada de haz cónico día a día. *Revista de Ciencias Médicas de Pinar Del Río*, *25*(5), 16. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1561-31942021000500016&lng=es&nrm=iso

Delishaj, D., Ursino, S., Pasqualetti, F., Matteucci, F., Cristaudo, A., Soatti, C. Pietro, Barcellini, A., & Paiar, F. (2018). Set-up errors in head and neck cancer treated with IMRT technique assessed by cone-beam computed tomography: a feasible protocol. Radiation Oncology Journal, 36(1), 54–62. https://doi.org/10.3857/roj.2017.00493

Djukelic, M., John, C., Abuhaimed, A., Kron, T., Gros, S., Wood, T., Pankowski, P., Min, N., Vassileva, J., Nilsson, I., Koutrouli, M., Murugan, L., Cheung, A. H., Al, Z., Roussakis, Y., Ragab, H., Liang, R., Tomic, N., Eduardo, D., … Small, W. (2025). Physica Medica Cone beam CT (CBCT) in radiotherapy : Assessment of doses using a pragmatic setup in an international setting. *Physica Medica*, *131*. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.104937

Domínguez, M. Á., Rico, M., & Vila, M. T. (2009). Role of radiotherapy in the XXI century. *Anales Del Sistema Sanitario de Navarra*, *32*, 5–12. https://doi.org/10.23938/assn.0182

Eleckta. (2021). Enhanced proton therapy planning with Monaco. FOCUS. https://www.elekta.com/focus/enhanced-proton-therapy-planning-with-monaco/

García, A., Castillo, F., Ascención, D., Argota, Y., & Linares, H. (2015). Optimización de la dosis en pacientes de radioterapia durante IGRT basada en 4D-CBCT. *Sociedad Argentina de Radioprotección*, *1*(1), 10. http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/ALFONSOoptimizaciondosis4DCBCT.pdf

Grandon Jiménez, J. (2014). *Estudio comparativo de dosis equivalente de radiación recibida, utilizando Cone Beam con diferentes campos de visión (field of view)*. Universidad Finis Terrae. https://repositorio.uft.cl/bitstreams/8f3accea-ec43-4336-8aa7-c0162bcce44c/download

Grégoire, V., Langendijk, J. A., & Nuyts, S. (2015). Advances in Radiotherapy for Head and Neck Cancer. *Journal of Clinical Oncology*, *33*(9). https://doi.org/10.1200/JCO.2015.61.2994

Grégori, V., Guckenberger, M., Haustermans, K., Lagendijk, J. J. W., Richard, P., Slotman, B. J., Tanderup, K., Thorwarth, D., Cynthia, M., & Herk, M. Van. (2020). Image guidance in radiation therapy for better cure of cancer. *Molecular Oncology*, *14*, 1470–1491. https://doi.org/10.1002/1878-0261.12751

Guevara Melendez, A. y Herrera Velasquez, N. (2024). *Consideraciones para corregir el error posicional con la camilla robótica HexaPOD en el tratamiento de radiocirugía de pacientes con lesiones del sistema nervioso central en un centro de radioterapia en Lima, Perú durante el periodo abril-diciembre del año 2023* [Tesis de pregrado, Universidad Peruana Cayetano Heredia]. Repositorio UPCH. https://hdl.handle.net/20.500.12866/15720

Haba, T., Yasui, K., Saito, Y., Kobayashi, M., & Koyama, S. (2021). Physica Medica Technical note A new cone-beam computed tomography dosimetry method providing optimal measurement positions: A Monte Carlo study. *Physica Medica*, *81*, 130–140. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.12.003

Hou, X., Bai, Z., Jin, X., Dai, E., & Jiang, Y. (2026). Evaluation of the accuracy of cone-beam CT–based dose calculation for target volumes and organs at risk in left-sided breast cancer radiotherapy. *Frontiers in Oncology*, *16*, 1–8. https://doi.org/10.3389/fonc.2026.1768319

International Commission on Radiation Units and Measurements. (1998). *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (International Commission on Radiation Units and Measurements* (Report 44). ICRU. https://www.icru.org/report/tissue-substitutes-in-radiation-dosimetry-and-measurement-report-44/

Jabbari, K., & Seuntjens, J. (2014). A fast Monte Carlo code for proton transport in radiation therapy based on MCNPX. *Journal of Medical Physics, 39*(3), 156–163. https://doi.org/10.4103/0971-6203.139004

Ji, Z., Qiu, B., Jiang, Y., Sun, H., Zhao, T., Chen, Y., Li, M., & Wang, J. (2025). Journal of Radiation Research and Applied Sciences Evaluation of cone-beam computed tomography (CBCT) correction magnitudes for patient positioning in radiotherapy. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, *18*(4). https://doi.org/10.1016/j.jrras.2025.102008

Kearney, M., Coffey, M., & Leong, A. (2020). Technical Innovations & Patient Support in Radiation Oncology A review of Image Guided Radiation Therapy in head and neck cancer from 2009–201–Best Practice Recommendations for RTTs in the Clinic. *Technical Innovations & Patient Support in Radiation Oncology*, *14*, 43–50. https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2020.02.002

Kut, C., Quon, H., & Chen, X. S. (2024). Emerging Radiotherapy Technologies for Head and Neck Squamous Cell Carcinoma: Challenges and Opportunities in the Era of Immunotherapy. *Cancers*, *16*, 1–21. https://doi.org/10.3390/cancers16244150

Lin, S. Y., Chu, T. C., & Lin, J. P. (2001). Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator. *Applied Radiation and Isotopes, 55*(6), 759–765. https://doi.org/10.1016/S0969-8043(01)00130-0

Liu, H., Schaal, D., Curry, H., Clark, R., Magliari, A., & Kupelian, P. (2023). Review of cone beam computed tomography based online adaptive radiotherapy: current trend and

future direction. *Radiation Oncology, 18.* 1–12. https://doi.org/10.1186/s13014-023-02340-2

Maraghechi, B., Mazur, T., Lam, D., Price, A., Henke, L., Kim, H., Hugo, G. D., & Cai, B. (2023). Phantom-based Quality Assurance of a Clinical Dose Accumulation Technique Used in an Online Adaptive Radiation Therapy Platform. *Advances in Radiation Oncology, 8*(3). https://doi.org/10.1016/j.adro.2022.101138

Martin, P. R., Cherpak, A., Macdonald, R. L., Yashayaeva, A., Mcaloney, D., Mcmaster, N., Zhan, K., Cwajna, S., Patil, N., Dahn, H. M., & Robar, J. L. (2025). Dose calculation accuracy of clinical radiotherapy plans using next generation cone beam computed tomography imaging technology. *Physics and Imaging in Radiation Oncology, 34*. https://doi.org/10.1016/j.phro.2025.100756

McCullum, L., Joshi, S. J., Godinich, B. M., Gerafian, P., Gaur, R., Alakayleh, Q., Subashi, E., He, R., Mulder, S. L., Kaffey, Z., Murley, G., West, N. A., Ramezani, S., Dede, C., Humbert-Vidan, L., & Fuller, C. D. (2025). Review: Adaptive radiation therapy for head and neck cancer. *arXiv*. https://arxiv.org/abs/2508.00651

Nath, J., Neog, M., Bhattacharyya, M., & Kalita, A. K. (2024). Stereotactic Body Radiation Therapy in Recurrent Head and Neck Cancer: Where Do We Stand? *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, *76*(2), 2212–2215. https://doi.org/10.1007/s12070-023-04450-5

Núñez, M. (2008). *Efectos biológicos de las radiaciones - Dosimetría*. Comité de Tecnólogos de Alasbimn, 11. https://www.revistabioanalisis.com/images/flippingbook/Rev39%20n/nota1.pdf

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2021). *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. IAEA. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TE-1958web.pdf

Pigorsch, S. U., Kampfer, S., Oechsner, M., Mayinger, M. C., Mozes, P., Devecka, M., Kessel, K. K., Combs, S. E., & Wilkens, J. J. (2020). Report on planning comparison of VMAT, IMRT and helical tomotherapy for the ESCALOX-trial pre-study. *Radiation Oncology, 15*(1), 1–10. https://doi.org/10.1186/s13014-020-01693-2

Rendón-Macías, M. E., Villasís-Keever, M. Á., & Miranda-Novales, M. G. (2016). Estadística descriptiva. *Revista Alergia México, 63*(4), 397. https://doi.org/10.29262/ram.v63i4.230

Soares, M. R., Santos, W. S., Neves, L. P., Perini, A. P., Batista, W. O. G., Belinato, W., Maia, A. F., & Caldas, L. V. E. (2019). Dose estimate for cone beam CT equipment protocols using Monte Carlo simulation in computational adult anthropomorphic phantoms. *Radiation Physics and Chemistry*, *155*, 252–259. https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.06.038

Tai, D. T., Phat, L. T., Kien, T. T., Anh, N. N., Hai, N. X., Sandwall, P., Bradley, D., & Chow, J. C. L. (2025). Enhancing patient positioning accuracy: evaluating daily cone beam computed tomography in the halcyon system. *Japanese Journal of Clinical Oncology, 55*(8), 925–932. https://doi.org/10.1093/jjco/hyaf067

Tisch, C., Brencicova, E., Schwendener, N., Lombardo, P., Jackowski, C., & Zech, W. D. (2019). Valores unitarios de Hounsfield de patologías hepáticas en tomografía computarizada post-mortem sin contraste. I*nternational Journal of Legal Medicine, 133*(6), 1861–1867. https://doi.org/10.1007/s00414-019-02016-1

Towairqi, M. Al. (2017). Dosimetry of cone beam computed tomography (CBCT); the current status and future prospects. *Journal of Cancer Prevention & Current Research Research, 7*(1), 26–30. https://doi.org/10.15406/jcpcr.2017.07.00225

Ubeda de la C., C., Nocetti G., D., Alarcón E., R., Inzulza C., A., Calcagno Z., S., Castro B., M., Vargas C., J., Leyton L., F., Oyarzún C., C., Ovalle V., M. y Torres C., B. (2015).

Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. *Revista Chilena de Radiología*, *21*(3), 94–99. https://doi.org/10.4067/S0717-93082015000300004

Ubeda, C., Nocetti, D., Inzulza, A., Oyarzún, C., y Alarcón, R. (2018). Magnitudes y unidades para dosimetría del personal ocupacionalmente expuesto en radiodiagnóstico e intervencionismo. *Revista Chilena de Radiología*, *24*(1), 5–11. https://doi.org/10.4067/s0717-93082018000100005

Voina, E. M., Vincze, N., Van den Bogaard, J., & Chirilă, M. E. (2023). Current perspectives on the evolving role of radiation therapists: Highlights from ESTRO23. *Journal of Medical and Radiation Oncology*, *3*(2), 78–84. https://doi.org/10.53011/JMRO.2023.02.10

Wang, R., Shen, J., Yan, H., Gao, X., Dong, T., Li, S., Wang, P., & Zhou, J. (2022). Dosimetric comparison between intensitymodulated radiotherapy and volumetric-modulated arc therapy in patients of left-sided breast cancer treated with modified radical mastectomy CONSORT. *Medicine*, *101*(2), 1–7. https://doi.org/10.1097/MD.0000000000028427

Wilson, L. J., Hadjipanteli, A., Daniella, E. Ø., Bogaert, E., Brown, K. F., Dejong, R., Earley, J., Edouard, M., Khan, M., Lindsay, J., Himst, J. Van Der, Ding, G. X., Wood, T., Aznar, M. C., Jornet, N., & Ntentas, G. (2025). Cone beam CT dose optimisation : A review and expert consensus by the 2022 ESTRO Physics Workshop IGRT working group. *Radiotherapy and Oncology Journal*, *209*. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2025.110958

Wu, N., Zhao, Z., Han, D., Cheng, G., & Zhao, H. (2019). Dosimetric research into target regions and organs at risk in three-dimensional intracavitary brachytherapy techniques for Chinese patients with cervical carcinoma. *Journal of Radiation Research*, *60*(1), 124–133. https://doi.org/10.1093/jrr/rry088

Zhang, Y., Jiang, Z., Zhang, Y., & Ren, L. (2024). A review on 4D cone-beam CT (4D-CBCT) in radiation therapy : Technical advances and clinical applications. *Medical Physics, 51*. 5164–5180. https://doi.org/10.1002/mp.17269