



**Implementación de un método de auditoría dosimétrica de
campos pequeños de uso clínico en un hospital público de
mediana y alta complejidad del sur occidente colombiano,
2023**

Adrian David Ordoñez Cortes

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias Exactas
Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2024

**Implementación de un método de auditoría dosimétrica de
campos pequeños de uso clínico en un hospital público de
mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano,
2023**

Adrian David Ordoñez Cortes

Trabajo final de Maestría presentado como requisito para optar al título de:
Magíster en Física Médica

Director:
M.Sc Diego Mauricio Orejuela

Codirector:
PhD y PD María Cristina Plazas

Línea de investigación:
Radioterapia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias Exactas
Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2024

**Implementación un método de auditoria dosimétrica de
campos pequeños de uso clínico en un hospital público de
mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano,
2023**


Director:
M.Sc **Diego Mauricio Orejuela Mosquera**


Codirectora:
Ph.D y P.D **María Cristina Plazas de Pinzón**

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias Exactas
Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2024

DEDICATORIA Y AGRADECIMIENTOS

Querida familia,

Este trabajo es un testimonio de mi dedicación y esfuerzo y está dedicado a Samuel, mi gran inspiración, cada página está impregnada con la esperanza de un mañana más brillante para ti. Camila, mi amor y apoyo inquebrantable, este logro es tanto tuyo como mío, gracias por estar a mi lado en cada paso de este viaje académico. A mis padres y hermanos, pilares fundamentales de mi existencia, su amor y sabiduría han sido mi guía constante.

Expreso mi sincero agradecimiento al Hospital Universitario del Valle y a la Universidad Nacional de Colombia por brindarme la oportunidad de llevar a cabo este trabajo. Quiero reconocer la dedicación y apoyo de mi profesor y director de la tesis de maestría, M.Sc. Físico Médico Diego Mauricio Orejuela Mosquera, quien ha dedicado tiempo, compromiso y ha compartido valiosas enseñanzas en mi día a día. A mi compañera Vaneza Criollo, al Físico Médico Juan Sebastián Estepa Jiménez y a la Física Médica Giselle Montenegro por su apoyo en mi estadía en el hospital, a la PhD María Cristina Plazas, mi gratitud por aceptar ser parte de este trabajo. Finalmente, extendido a todo el servicio de radioterapia, agradezco por sus invaluable enseñanzas y por haberme hecho sentir como en casa.

Resumen

Implementación un método de auditoría dosimétrica de campos pequeños de uso clínico en un hospital público de mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano, 2023

Este trabajo presenta una auditoría dosimétrica de pacientes sometidos a radiocirugía, abordando un estudio de cohorte descriptivo retrospectivo. La población de estudio consistió en pacientes con lesiones intracraneales tratados mediante técnicas HyperArc y VMAT, durante el periodo comprendido entre el 01 de enero de 2022 y el 30 de junio de 2023. La muestra total incluyó a 21 pacientes.

El objetivo principal de esta investigación fue evaluar la optimización de los tratamientos de radiocirugía realizados en el Hospital Universitario del Valle. Se llevó a cabo una caracterización detallada de la muestra de estudio, seguida de un análisis individual de las variables relacionadas con la implementación del protocolo. La determinación de la dosis puntual se realizó mediante una prueba End to End, siguiendo las recomendaciones del CoP TRS-483. Asimismo, se efectuó la medición del índice gamma evaluando los diferentes criterios, la dosis de prescripción y el índice de Paddick. Además, se adaptaron y establecieron protocolos para garantizar su correcta ejecución.

Los resultados de este estudio indican la implementación de protocolos actualizados en línea con las recomendaciones del TRS-483. Además, se llevó a cabo una prueba End to End para la evaluación de la cadena de tratamiento y por último se establecieron niveles de acción específicos en base a los resultados obtenidos.

Palabras clave: Auditoría dosimétrica, prueba End to End, campo pequeño, radiocirugía.

Abstract

Implementation of a dosimetric audit method for small fields for clinical use in a medium and high complexity public hospital in southwestern Colombia, 2023

This paper presents a dosimetric audit of patients undergoing radiosurgery, addressing a retrospective descriptive cohort study. The study population consisted of patients with intracranial lesions treated by HyperArc and VMAT techniques, during the period from January 1, 2022 to June 30, 2023. The total sample included 21 patients.

The main objective of this research was to evaluate the optimization of radiosurgery treatments performed at the Hospital Universitario del Valle. A detailed characterization of the study sample was carried out, followed by an individual analysis of variables related to protocol implementation. The determination of the point dose was performed by means of an End to End test, following the recommendations of the TRS-483 CoP. Likewise, the gamma index was measured by evaluating the different criteria, the prescription dose and the Paddick index. In addition, protocols were adapted and established to ensure their correct execution.

The results of this study indicate the implementation of updated protocols in line with TRS-483 recommendations. In addition, an End to End test was carried out for the evaluation of the treatment chain and finally specific action levels were established based on the results obtained.

Key words: dosimetric audit, End to End test, small field, radiosurgery.

Tabla de contenido

1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
2	ESTADO DEL ARTE	3
3	MARCO TEÓRICO.....	6
3.1	MARCO CONCEPTUAL.....	6
3.1.1	Equilibrio de partícula Cargada	6
3.1.2	Equilibrio Transitorio de Partícula Cargada	7
3.1.3	Campo Pequeño	7
3.1.4	Formalismos de Dosimetría para Haces Externos de Radioterapia	12
3.1.5	Formalismo en Dosimetría de Campos Pequeños	12
3.1.6	Auditoría Dosimétrica	17
3.1.7	¿Qué es End To End (E2E) en Radioterapia?	18
3.2	MARCO CONTEXTUAL	20
3.3	MARCO NORMATIVO	21
3.3.1	Constitución Política de Colombia.....	21
3.3.2	Decreto 780 de 2016.....	21
3.3.3	¿Qué se entiende por Servicio de Salud?	21
3.3.4	¿Qué es el Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de Atención es Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud (SOGCS)?	22
3.3.5	LEY 100 de 1993.....	25
3.4	MARCO TEÓRICO.....	25
3.4.1	Índice Gamma	25
3.4.2	Histograma Dosis-Volumen (DVH).....	27
3.4.3	Índice de Paddick.....	30
3.4.4	Dosis de Campo Pequeño.....	30
4	OBJETIVOS	32
4.1	OBJETIVO GENERAL.....	32
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
5	METODOLOGÍA.....	33
5.1	TIPO DE ESTUDIO	33
5.2	ÁREA DE ESTUDIO.....	33
5.3	POBLACIÓN Y MUESTRA.....	33
5.3.1	Población Objetivo	33
5.3.2	Población de Estudio.....	33
5.3.3	Criterios de Inclusión.....	33
5.3.4	Criterios de Exclusión.....	33
5.3.5	Muestra	34
5.4	MÉTODO DE LA AUDITORÍA.....	34

5.4.2 Revisión de los planes de tratamiento.....	34
5.4.3 Dosis total de prescripción	34
5.4.4 Índice de Paddick.....	34
5.4.5 Índice gamma.....	35
5.4.6 Dosis puntual en cámara.....	36
5.4.7 Puntuación planes de tratamiento	37
5.4.8 Resumen auditoría	37
5.5 VARIABLES	38
5.5.1 Variables Dependientes	38
5.5.2 Variables Independientes.....	38
5.6 RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN	40
5.7 PLAN DE ANÁLISIS.....	40
5.7.1 Fortalezas y Limitaciones.....	41
5.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS	41
5.8.1 Conflicto de Interés	42
6 RESULTADOS, ANÁLISIS Y DISCUSIÓN.....	43
6.1 VARIABLES DEMOGRÁFICAS	43
6.2 IMPLEMENTACIÓN PROTOCOLO	47
6.2.1 Índice de Paddick.....	47
6.2.2 Dosis Total de Prescripción.....	49
6.2.3 Índice Gamma	49
6.2.4 Dosis Puntual en Cámara.....	51
6.2.5 Resumen Auditoria.....	52
6.2.6 Puntaje de los planes de tratamiento	56
7 CONCLUSIONES.....	60
8 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62
ANEXO 1	66
ANEXO 2	71
ANEXO 3	77
ANEXO 4	80

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Tradicionalmente, los campos de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ se utilizaron para la administración de tratamientos con haces de fotones a los pacientes, mediante equipos de teleterapia convencionales, como son: Telecobalto y aceleradores lineales con colimadores multiláminas convencionales (MLCs; con un ancho de hoja $> 5 \text{ mm}$)[1]. Actualmente en la parte clínica, cada vez se utilizan más los campos de fotones de alta energía de dimensiones menores a 2 centímetros, utilizando técnicas avanzadas de radioterapia (Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT); Radioterapia Guiada por imágenes (IGRT); Arco Terapia de Modulación Volumétrica (VMAT); Radiocirugía o Radioterapia Estereotáctica (SRS) y Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT))[2] han demostrado que aún quedan muchos interrogantes sobre la precisión de la dosimetría realizada en campos pequeños y lo que constituye la mejor práctica[3].

El uso de campos pequeños con fotones es un requisito para poder administrar dosis localizadas con gran precisión al volumen objetivo delimitado, respetando los órganos a riesgo y aumentando la dosis al tumor para poder garantizar un buen control sobre la patología, por lo tanto los campos pequeños son de gran importancia para poder cumplir el objetivo clínico de la radioterapia, pero estos campos tienen ciertas características intrínsecas de desequilibrio de partículas cargadas y altos gradientes de dosis, lo que dificulta realizar mediciones dosimétricas[1]. En consecuencia, han ocurrido múltiples incidentes recientemente en los cuales se realizaron la medición de Output Factors de campos pequeños de forma incorrecta, lo cual resultó en afectaciones en los pacientes[4], lo que demuestra claramente que son necesarias unas directrices y recomendaciones para la dosimetría de estos campos[5].

Antes de la publicación del DRPH Rappord 2008-18[6] y el IPEM Report 103[5], no existía ninguna guía sobre cómo realizar la dosimetría en campos pequeños (campos no convencionales), esto conllevó que al utilizar campos pequeños se generaron algunos accidentes; destacando algunos aspectos como la falta de comprensión del sistema de planeación, un comisionamiento (caracterización y determinación de factores de dosimetría) inapropiado, no realizar las pruebas necesarias y la falta de comunicación en el equipo de trabajo, un ejemplo de ello, fue el que ocurrió en Francia entre 2006 – 2007 en la ciudad de Toulouse, donde se estima que tuvo un impacto en 145 pacientes; durante la pericia técnica realizada por el Instituto de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear (IRSN) se dio a conocer que cuando se realizó el comisionamiento de la nueva unidad para tratamientos estereotáticos BrainLAB Novalis, esta se realizó de forma incorrecta, en este caso utilizaron un detector estándar inadecuado para medición en campos pequeños, como consecuencia, la dosis media medida fue menor que la dosis real en el eje del haz, y los factores de dispersión estaban infravalorados. La desviación aumentó a medida que se disminuyó el tamaño del campo de radiación; para un campo de $6 \times 6 \text{ mm}^2$, el valor medido fue de $\sim 20\%$ del valor medido con una cámara puntual de 0,03 cm. Una subestimación de los factores de dispersión conduce a una sobrestimación del número de MU que se administrarán para la dosis que se prescribe. Para el tratamiento del paciente, el tamaño del campo se optimiza en función del volumen de la lesión. Por lo tanto, dependiendo de la lesión tenían más o menos sobredosis[4]. Lo que conllevó a que los pacientes presentaran una sobre dosis de aproximadamente el doble de lo prescrito[7], con respecto a estos hechos las autoridades francesas llegaron a la conclusión de crear un grupo de trabajo en colaboración con la Sociedad Francesa de Físicos Médicos (SFPM) con el fin de implementar un protocolo nacional para poder determinar la dosis absorbida en haces de fotones de campos pequeños[4].

Un incidente similar ocurrió en Missouri, EE. UU. en febrero del 2010 cuando 76 pacientes recibieron aproximadamente 50% de la dosis prescrita por los médicos durante un tiempo de 5 años, debido a la utilización de una cámara de ionización demasiado grande para la realización de dosimetría de campos pequeños [8]; otro incidente ocurrió en Bélgica en el año 2006 cuando 17 pacientes tratados con haces estereotácticos los cuales estaban desalineados en 1,3 mm del eje de radiación[5].

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál sería el efecto en los resultados clínicos de una implementación de un método de auditoría para la verificación del cálculo de dosis del Sistema de Planeación de Tratamiento, basado en la dosimetría de campos pequeños considerando las recomendaciones del protocolo CoP TRS-483, la implementación de un procedimiento para su respectiva verificación?

2 ESTADO DEL ARTE

La radioterapia es un enfoque terapéutico utilizado para tratar el cáncer en áreas específicas del cuerpo, buscando administrar dosis altas de radiación de manera precisa al objetivo afectado, al mismo tiempo que se minimiza la exposición a las estructuras sanas circundantes[9], la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés) en su reporte N°24 llega a la conclusión que con la evidencia disponible hasta el momento para algunos tipos de tumores se tiene la necesidad de $\pm 5\%$ de exactitud en la entrega de dosis al volumen blanco, mientras que la precisión espacial varía dependiendo de la región corporal que está siendo irradiada. En el caso de la pelvis, puede oscilar en unos pocos milímetros, mientras que para lesiones cerebrales puede llegar a ser menor a 1 mm[9], [10].

El incumplimiento de los requisitos puede acarrear consecuencias sumamente graves para el paciente. Por lo tanto, resulta crucial que los servicios de radioterapia pongan en marcha programas de garantía de calidad. Uno de los principales aspectos a verificar es la dosis absorbida, ya que así se logra optimizar los beneficios del tratamiento y reducir al mínimo los posibles efectos adversos en los tejidos sanos provocados por el haz de radiación[9].

En el caso de radioterapia convencional, la dosimetría absoluta puede realizarse basándose en los Códigos de Práctica (CoP), los cuales han tenido gran acogida, como por ejemplo el CoP TRS-398 “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Base Standards of Absorbed Dose of Water” del Organismo de Energía Atómica (OIEA por sus siglas en inglés)[11], también se tiene el documento Grupo de Trabajo N°51 (TG por sus siglas en inglés), “Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams” de la Asociación Americana de Físicos en la medicina (AAPM por sus siglas en inglés)[12], consideran técnicas para tratamiento “convencionales”, con distintos tamaños de campo que varían entre $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ teniendo como campo de referencia el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [2], sin embargo cuando se trata de campos pequeños, estos protocolos no son apropiados debido a que no tienen en cuenta que las condiciones de referencia no son las mismas que se utilizan para campos convencionales.

Actualmente existen diferentes modelos de equipos permiten la realización de procedimientos de radiocirugía, los más principales son: Gamma Knife® (Elekta AB, Stockholm), CLINAC® y Tomotherapy® (Accuray Inc., Sunnyvale, CA), estos equipos hacen uso de campos de tratamiento de tamaños milimétricos gracias al uso de colimadores multilaminas (MLCs por sus siglas en inglés) y colimadores complementarios; esto ha aumentado la incertidumbre de la dosimetría en la parte clínica y ha sido muy difícil su trazabilidad a la dosimetría de referencia la cual se basa en los CoP convencionales y al mismo tiempo se ha podido evidenciar que los errores dosimétricos se han vuelto considerablemente mayores comparados con los haces convencionales[2].

Tanto el TRS-398 como el TG-51 han tenido un impacto significativo en el campo de la dosimetría en radioterapia, estos protocolos han mejorado la precisión y la consistencia en la medición de la dosis de la radiación al proporcionar recomendaciones detalladas y procedimientos para una calibración precisa. Esto ha promovido una comparabilidad internacional en la medición de la dosis y han garantizado un control de calidad riguroso. Además, han estimulado avances tecnológicos en instrumentos y técnicas de medición, mejorando la seguridad y efectividad de los tratamientos de radioterapia.[11], [12].

Se puede decir que la radioterapia utilizando campos pequeños tuvo sus inicios en los años cincuenta cuando se utilizó por primera vez la técnica Radiocirugía Estereotáctica (SRS por sus siglas en inglés), esta técnica se utilizó para pequeños tumores cerebrales y malformaciones arterio-venosas, la Radiocirugía Estereotáctica está definida como un procedimiento el cual es no quirúrgico, este administra la radiación de forma muy precisa a alta tasa, en muy pocas fracciones de tratamientos en comparación con la radioterapia convencional, pero no solo tenemos para tratamiento de cerebro sino también para la Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT por sus siglas en inglés), actualmente la SRS combina de gran manera las diferentes técnicas de diagnóstico, las cuales en la radioterapia se utilizan para localizar los diferentes tumores alrededor de todo el cuerpo, de esta forma se puede realizar de una manera adecuada su delimitación además de su tamaño y forma exacta[13].

Actualmente se encuentran diferentes técnicas de diagnóstico las cuales hoy en día nos permiten una identificación temprana del tumor y esto conlleva a un mayor uso de SRS; en la radioterapia se han ido mejorando las técnicas con que se administra la radiación al paciente como por ejemplo la técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT por sus siglas en inglés) esta es una técnica donde se utiliza los aceleradores lineales para una segura administración de la dosis precisando la radiación que llega al tumor de igual manera protegiendo el tejido sano circundante, la IMRT permite que conforme de una manera más precisa a la forma 3D del tumor a tratar[13], [14].

Desde hace un tiempo se ha mirado un incremento en el interés del uso de campos pequeños con mega voltajes, como forma de tratamiento contra diferentes tipos de cáncer, por eso diferentes organizaciones a nivel internacional han ido desarrollando diferentes protocolos dosimétricos para su correcto uso, para ello han considerado un gran volumen de investigación por parte de la comunidad científica alrededor del mundo[14].

La preocupación por parte de la Comisión internacional de Protección Radiológica (ICRP por sus siglas en inglés) es evidente de tal forma que en el reporte N°86 “Prevention of Accidents to Patients Undergoing Radiation Therapy”[15], mostraron tal preocupación sobre la necesidad de mejorar la dosimetría de IMRT y el uso de los haces de campos pequeños en SRS y SBRT[15].

Por esto en el año 2008 la (IAEA), en ayuda mutua con AAPM, organizaron un grupo de trabajo en la creación del nuevo formalismo (CoP TRS-483)[16] basado en la dosimetría de referencia en el tema de campos pequeños y no estandarizados, esta publicación dio la introducción a dos nuevos tipos de campos de referencia para la calibración del haz: a) campos de referencia específicos de la máquina (msr por sus siglas en inglés) para las unidades que no pueden establecer su campo de referencia convencional de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ y b) un campo de referencia específico de tipo de tratamiento que está más cerca de los campos clínicos específicos del paciente y, por lo tanto, facilita la estandarización de la dosimetría de campo compuesto. (pcsr por sus siglas en inglés)[17].

Las auditorías dosimétricas en radioterapia tienen una historia que se remonta varias décadas. Su evolución ha estado impulsada por la necesidad de garantizar la calidad y seguridad en la administración de tratamientos de radioterapia; las auditorías dosimétricas son un componente esencial del programa de gestión de calidad, ya que permiten establecer, mantener y mejorar los estándares de calidad en radioterapia. Estas auditorías se encargan de evaluar los haces de radiación clínicos utilizados en los tratamientos de los pacientes, realizar verificaciones independientes de la dosimetría y

detectar posibles errores dosimétricos. De esta manera, se garantiza un control riguroso y preciso de la dosis administrada en los procedimientos de radioterapia[9], [18].

Las auditorías dosimétricas en radioterapia han tenido un impacto significativo al mejorar la calidad y seguridad de los tratamientos, garantizando la precisión de los cálculos de dosis y la administración de radiación. Han identificado áreas de mejora en los procesos, promoviendo acciones correctivas y optimizando los procedimientos. Además, cumplen con requisitos normativos y de acreditación, demostrando el compromiso con la calidad y seguridad. Estas auditorías también impulsan la investigación y el avance técnico, generando conocimientos que mejoran la precisión y seguridad de los tratamientos. En resumen, las auditorías dosimétricas contribuyen a la excelencia en la radioterapia al mejorar la calidad de los tratamientos, promover la investigación y garantizar el cumplimiento de estándares y mejores prácticas[18], [19], [20].

3 MARCO TEÓRICO

3.1 MARCO CONCEPTUAL

3.1.1 Equilibrio de partícula Cargada

El equilibrio de partícula cargada (CPE) en un volumen de interés que es sometido a irradiación significa que cuando se evalúa en un punto, por cada partícula cargada que abandona un volumen alrededor de ese punto, llega otra partícula cargada de la misma naturaleza y de la misma energía. En particular, se deduce que las sumas de energías excluyendo las energías en reposo de las partículas cargadas que están entrando y abandonando en un volumen son iguales[21], [22].

$$(R_{in})_C = (R_{out})_C \text{ (Ec 1)}$$

donde:

$(R_{in})_C$: Energía radiante de las partículas cargadas que entran.

$(R_{out})_C$: Energía radiante de las partículas cargadas que salen.

Cuando la dosis depositada coincide con la trayectoria recorrida (rango), en ese punto y a esa profundidad se produce el equilibrio de partícula cargada:

$$D = K_{Col} \text{ (Ec 2)}$$

donde:

D : Dosis depositada.

K_{Col} : Kerma de Colisión.

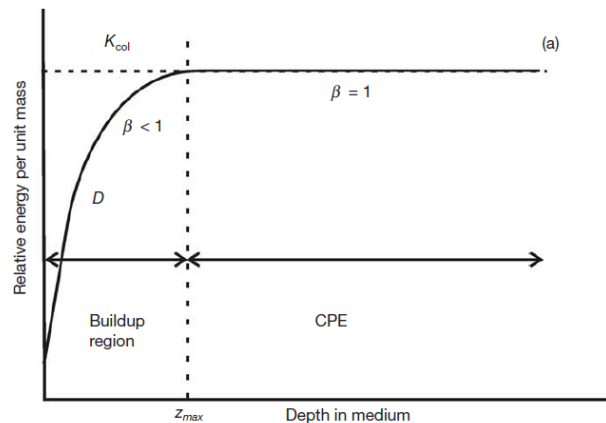


Figura 1: Variación del Kerma de colisión con respecto a la dosis absorbida para EPC. Tomado de E.B. Podgorsak [23]

Cuando el número de interacciones es tan pequeño que la fluidez puede considerarse constante dentro del medio, la variación de K_{Col} con la profundidad estará de acuerdo con la Figura 1.

3.1.2 Equilibrio Transitorio de Partícula Cargada

La realidad es que el haz se atenúa al penetrar en el medio y los electrones secundarios irán perdiendo velocidad emitiendo radiación de frenado que no contribuye al kerma. Es decir, la dosis absorbida; en condiciones de equilibrio; no va a ser igual al kerma, sino proporcional a éste; es decir:

$$K_{Col} = cte \times D \text{ (Ec 3)}$$

Este es el equilibrio transitorio de partículas cargadas y también se produce a la profundidad del rango máximo de los electrones secundarios arrancados en el medio[23].

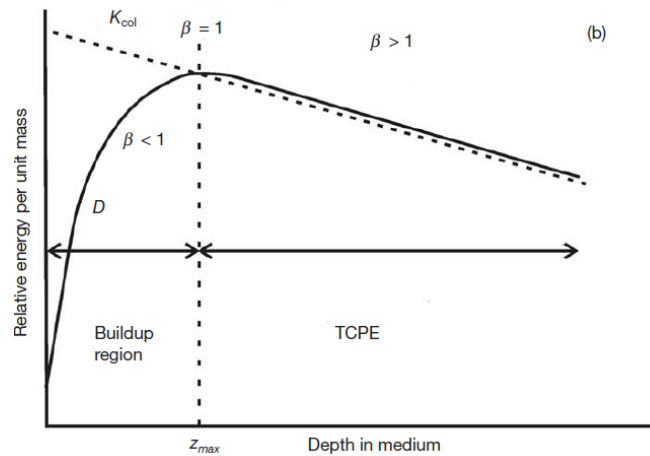


Figura 2: Variación del Kerma de colisión con respecto a la dosis absorbida para ETPC. Tomado de E.B. Podgorsak [23]

Por lo general, se considera que la fluencia disminuye exponencialmente con la profundidad en el material, con un comportamiento similar para K_{Col} como se indica en la Figura 2[23].

3.1.3 Campo Pequeño

Al hablar de campo es pequeño se debe tener en cuenta la energía del haz de fotones, la variación de la dosis en función del tamaño del campo y adicionalmente el tipo de instrumentos que se emplean para la medición, pero comúnmente se define que un campo es pequeño cuando su tamaño de campo es menor de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ según TRS-398[24].

Para poder realizar la correcta implementación del CoP TRS-483 se establece que un campo es pequeño cuando cumple al menos una de las siguientes condiciones:

- Falta del Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas (LCPE) en el eje del haz.
- Existe oclusión parcial de la fuente primaria o cambios del espectro o calidad del haz.
- El efecto del tamaño del detector comparado a las dimensiones del campo de irradiación[21].

Se ha podido evidenciar que el uso de campos pequeños en radioterapia ha ido aumentando de manera evidente y significativa a nivel nacional en los últimos años, y por esto, con este trabajo se busca

implementar las recomendaciones que nos hace el CoP TRS-483 “Dosimetry of Small Fields Used in External Beam Radiotherapy”.

3.1.3.1 Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas (LCPE)

La pérdida lateral de equilibrio de partículas cargadas (LCPE) es un fenómeno fundamental que ocurre en un campo de radiación de fotones cuando su extensión lateral es estrecha. Se produce en haces de fotones cuando el ancho o radio del haz es menor que el rango lateral máximo de los electrones secundarios. La ausencia de LCPE plantea problemas en la dosimetría, ya que no se puede lograr un equilibrio en las partículas cargadas que se dispersan lateralmente dentro y fuera del haz. Por ejemplo, en presencia de una cavidad con una densidad mayor que el medio circundante (normalmente agua), se dispersan más partículas hacia el exterior que hacia el interior[17], [25].

Se utiliza la relación entre la dosis absorbida y el kerma de colisión, D/k_{col} , como una medida del grado de equilibrio de partículas cargadas (CPE), o más específicamente, del equilibrio transitorio de partículas cargadas (TCPE). El radio mínimo del haz para el cual $D/k_{col} = 1$, se define como el rango de equilibrio lateral de partículas cargadas, y se representa como r_{LCPE} [17], [25].

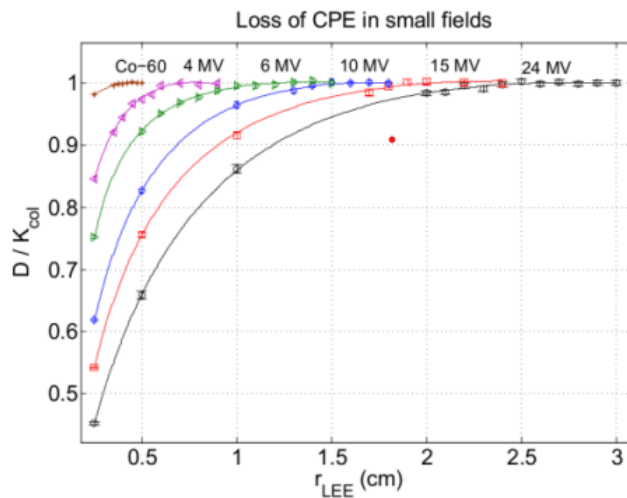


Figura 3: Relación entre dosis en agua y kerma de colisión calculadas mediante simulación de Monte Carlo. Tomado de Papaconstadopoulos. P, [26]

En el IAEA TRS-483, se proporciona el rango de equilibrio lateral de partículas cargadas expresado como una función del índice de calidad del haz de fotones $TPR_{20,10}$, para un tamaño de campo de referencia común de 10 cm x 10 cm, como[17]:

$$r_{LCPE} \left[\frac{g}{cm^2} \right] = 8.369(TPR_{20,10}) - 4.382 \quad (Ec 4)$$

Cuando el índice de calidad del haz viene dado por $\%dd(10,10)_x$, el r_{LCPE} se puede encontrar usando la relación entre $TPR_{20,10}$ y $\%dd(10,10)_x$:

$$r_{LCPE} = 77.97 \times 10^{-3} \times \%dd(10,10)_x - 4.112 \quad (Ec 5)$$

A partir de estas relaciones, se observa que, para tamaños de campo muy pequeños, las relaciones son inferiores a 1 debido a la pérdida de equilibrio lateral de electrones. A medida que aumenta el radio del haz, la relación se incrementa rápidamente y se mantiene aproximadamente en 1 cuando el radio del haz alcanza un valor específico de r_{LCPE} . Por lo tanto, una de las condiciones que determina que un campo es intrínsecamente pequeño desde su propio haz es el equilibrio electrónico, el cual está relacionado con el alcance de las partículas cargadas. Cuanta más energía tenga el haz, mayor será el tamaño de campo que pueda alcanzar.

3.1.3.2 Oclusión Parcial de la Fuente

Para el caso de un acelerador lineal, el haz de fotones incide en el blanco, con respecto al colimador primario y en el filtro aplanador en estos últimos ocurren dos efectos: 1) la radiación focal, más conocida como la radiación que llega a un punto en el paciente o en el simulador físico que no interactúa con ningún componente del cabezal del acelerador y 2) la radiación extra focal la cual es todos los fotones que llegan al mismo punto pero proveniente de diferentes direcciones como por ejemplo en el colimador, filtro aplanador, etc.

Cuando se tiene un tamaño de campo grande, ocurre que todos los fotones que salen de la fuente van a llegar al paciente, pero entre más puntual sea la fuente más pequeña va hacer la penumbra (geométrica) la cual depende de dos cosas, la primera la distancia de la fuente al colimador y la segunda la distancia del colimador al paciente o simulador físico, pero entre más se cierre el campo de radiación va a llegar a tal punto en que el colimador va producir una oclusión de la fuente y el colimador estará atenuando los fotones primarios que van a llegar a la superficie, esta característica se observa mejor en la Figura 4[16]:

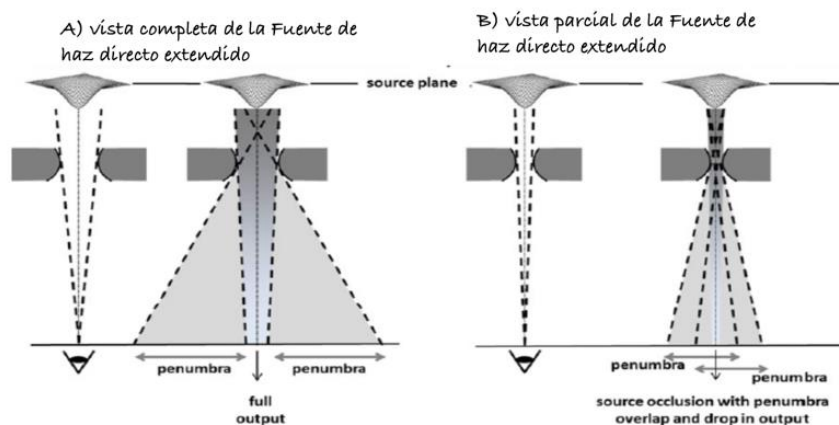


Figura 4: Representación esquemática del efecto de oclusión de la fuente. Tomado de *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: An international code of practice for reference and relative dose Determination* [16]

Las consecuencias de la oclusión parcial de la fuente es generar un solapamiento de la penumbra que se relaciona con el tamaño efectivo de la fuente (ancho del haz); también se reduce abruptamente la dosis en el eje central, un ensanchamiento aparente del haz, una discrepancia entre FWHM tamaño real del haz y ajuste del colimador conocido como tamaño nominal del haz y por último un impacto alto en los datos para el sistema de planificación[27].

3.1.3.3 Aspectos Relacionados con el Detector

Durante años, las cámaras de ionización han sido fundamentales en la dosimetría de radioterapia para haces convencionales. Sin embargo, se reconoce que no son adecuadas para regiones con altos gradientes de dosis o haces no uniformes. Además, existen limitaciones en términos de tamaño versus sensibilidad, y los efectos de perturbación originados por el material y diseño del detector, así como la necesidad de aplicar correcciones de perturbación de fluencia en la dosimetría de referencia[25], [28], [29].

La tercera característica que define un campo pequeño se refiere al tamaño del detector en relación con el tamaño del campo de radiación. En este contexto, cualquier detector proporciona una señal promediada sobre su volumen, la cual es proporcional a la energía depositada en el volumen sensible debido a la fluencia de partículas que atraviesa el detector, esto se conoce como efecto de promedio de volumen. En el caso de un campo pequeño, este efecto se ilustra en la Figura 5 [25], [28], [29].

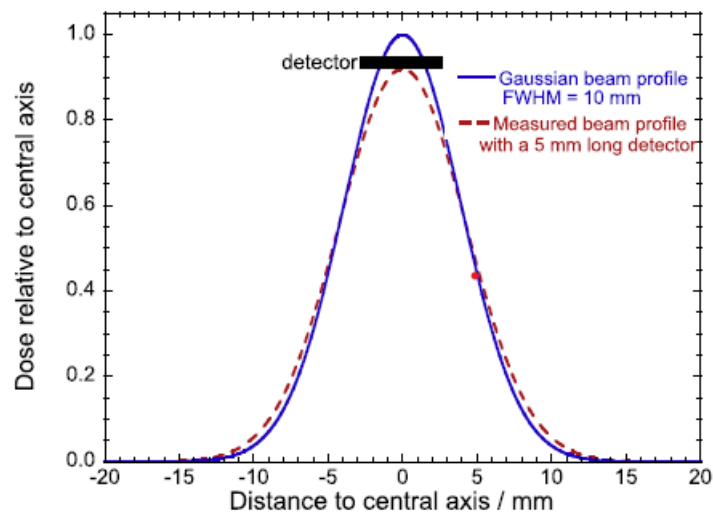


Figura 5: Ilustración del efecto de promedio del volumen. Tomado de P. Andreo [25]

Para obtener la dosis absorbida en un punto específico a partir de esta señal, se requiere un proceso de deconvolución. Sin embargo, además de considerar el promedio de volumen, también es crucial tener en cuenta la perturbación de la fluencia de partículas cargadas debido a la presencia del detector. Esto implica que tanto el promedio de volumen como la perturbación de la fluencia están interrelacionados. Es importante destacar que en presencia de grandes gradientes de dosis y en ausencia de condiciones específicas, como la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, las perturbaciones de la fluencia pueden volverse significativas y difíciles de modelar. Asimismo, las correcciones necesarias para el promedio de volumen pueden presentar mayor incertidumbre[25], [29].

Las dificultades dosimétricas mencionadas anteriormente comienzan a manifestarse tan pronto como los efectos de los gradientes laterales de dosis absorbida y el desequilibrio de las partículas cargadas alcanzan el volumen del detector. Por lo tanto, se considera que existen condiciones de campo pequeño cuando el borde externo del detector se encuentra a una distancia del borde del campo menor que la

longitud característica de la perturbación de electrones en el medio (r_{LCPE}). Para evitar esta condición en las mediciones realizadas en el eje central, se recomienda que la mitad del ancho o radio del haz sea al menos igual a r_{LCPE} más la mitad del tamaño del volumen externo del detector[25].

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d \quad (Ec 6)$$

Donde d es la mayor distancia entre dos puntos en el límite exterior del detector.

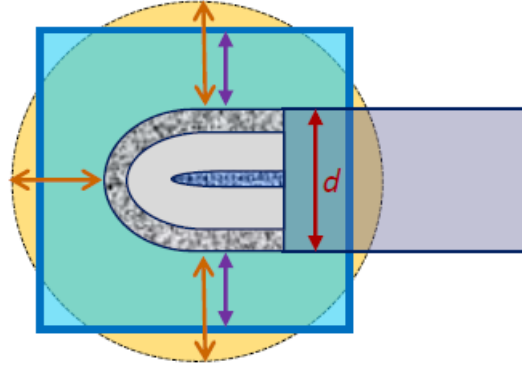


Figura 6: Representación gráfica del tamaño de un detector. Tomado de R. Alfonso Laguardia [30]

3.1.3.4 Detectores de Campos Pequeños

Los detectores utilizados para campos pequeños son las cámaras de ionización; primero se les induce un diferencial de voltaje más conocido como corriente de calibración, esta corriente nos sirve para que la cámara no se sature, luego cuando el gas se ioniza produce una corriente (corriente de ionización) la cual es medida ya sea por un galvanómetro o electrómetro; el principal objetivo en su diseño es tratar de aproximarse al detector ideal de radiación que sea independiente de la energía [14].

3.1.3.5 Perturbaciones Relacionadas con el Detector

La presencia de un detector introduce efectos de perturbación en el medio, y estos factores describen la importancia de dichos efectos. Es ampliamente reconocido que la dosimetría de referencia realizada con cámaras de ionización se fundamenta en el principio de Bragg-Gray. Sin embargo, para tener en cuenta la perturbación de fluencia causada por la presencia de la cámara (incluyendo su volumen lleno de aire, paredes, electrodos, etc.) en un medio homogéneo, se requiere la aplicación de factores de corrección, es decir[25]:

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = D_{air,Q}(Z_{ref}) S_{W,air} P_{ch,Q} \quad (Ec 7)$$

Donde $D_{W,Q}(Z_{ref})$ es la dosis en agua en la calidad de haz Q , a la profundidad de referencia Z_{ref} , $D_{air,Q}(Z_{ref})$ es la relación entre la dosis en aire, $S_{W,air}$ es el Stopping Power y por último $P_{ch,Q}$ es un factor de corrección de perturbación general, obtenido del producto de factores de perturbación pequeños e independientes, que explican la influencia de los diferentes componentes de la cámara en la calidad del haz Q [25].

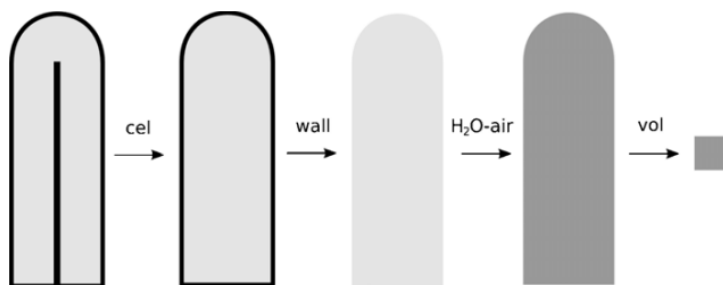


Figura 7: Representación gráfica de los factores de perturbación. Tomado de F. Crop [31]

3.1.4 Formalismos de Dosimetría para Haces Externos de Radioterapia

3.1.4.1 Dosimetría Absoluta de fotones de alta energía según IAEA TRS-398

El formalismo IAEA TRS-398[24] ha sido adoptado ampliamente, este se basa en mediciones con cámaras de ionización en agua. En esta sección, se presenta de forma concisa el proceso de calcular la dosis absorbida en agua a causa de un haz de fotones de alta energía. Este conocimiento sienta las bases para la posterior introducción al formalismo propuesto por Alfonso, utilizado en la dosimetría de campos pequeños[24].

La dosis absorbida en agua, a profundidad de referencia Z_{ref} para un haz de fotones con una calidad de haz Q , es:

$$D_{W,Q} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \quad (Ec\ 8)$$

Donde M_Q representa la lectura del dosímetro bajo las condiciones de referencia; N_{D,W,Q_0} es el factor de calibración del conjunto dosimétrico en términos de dosis absorbida en agua el cual es obtenido por un laboratorio secundario de calibración y K_{Q,Q_0} corrige los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad del usuario Q [24].

El factor de corrección K_{Q,Q_0} está definido como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades Q_0 y Q .

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} = \frac{D_{W,Q}/M_Q}{D_{W,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (Ec\ 9)$$

3.1.5 Formalismo en Dosimetría de Campos Pequeños

En el año 2008 Alfonso y colaboradores realizaron la publicación del artículo “A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields”[32], con el objetivo de sentar las bases para el nuevo protocolo para realizar dosimetría de campos pequeños en radioterapia, el cual va a contemplar campos pequeños donde es posible trazarlo hasta una calibración de haz ancho que incorpora un paso intermedio mediante un campo de referencia específico de la máquina. Esta metodología se aplica en máquinas de tratamiento que no pueden establecer un campo de referencia convencional y campos

compuestos (muchos campos pequeños unidos)[17] donde también es posible trazarlo a una calibración de haz amplio, que puede incluir un campo de referencia intermedio específico de la máquina, si es necesario, así como el llamado campo de referencia específico de tipo de tratamiento (plan-class specific reference field).

Con respecto a campos pequeños el TRS-483[16] se basa en el protocolo TRS-398[24] agregando un factor de corrección que convierte las condiciones de referencia convencionales a condiciones de referencia máquina específica[32]. Donde, tenemos un campo f_{ref} que es el campo de referencia convencional que normalmente es un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se introduce el concepto de campo máquina específica f_{msr} (machine-specific reference field)[17].

En los generadores de haces de fotones de alta energía donde no es posible establecer el campo de referencia convencional de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se utiliza un campo msr que se dimensiona lo más cercano posible al campo de referencia convencional y se extiende al menos una distancia r_{LCPE} más allá de los límites exteriores de la cámara de ionización de referencia. En el caso de que solo sea posible realizar campos más pequeños que el campo de referencia, el campo msr será el más grande que se pueda alcanzar en esos casos[17].

3.1.5.1 Campos Pequeños Estáticos

Como se dijo anteriormente, El formalismo introduce el concepto de “Campo de Referencia Específico de Máquina (f_{msr})”. Es crucial que el tamaño de este campo sea lo más cercano posible al utilizado en los códigos de práctica internacionales, generalmente $10 \times 10 \text{ cm}^2$. En el caso de aceleradores lineales, en la mayoría de las situaciones, el campo f_{msr} será de dicho tamaño[32].

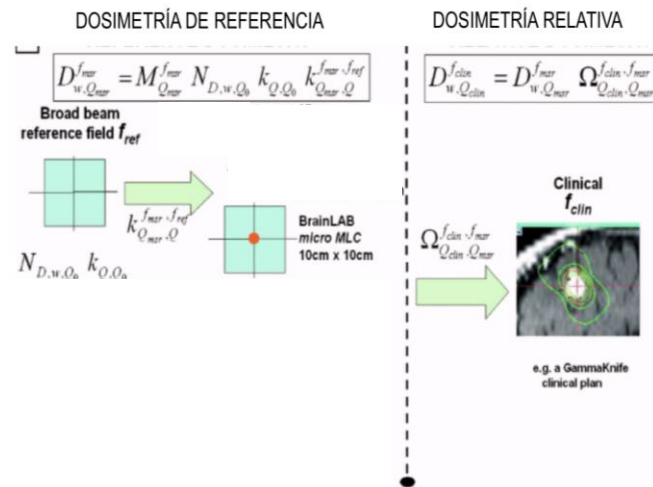


Figura 8: Descripción esquemática de la dosimetría de pequeños campos estáticos con referencia a campos de referencia específicos de la máquina. Tomado de P. Andreo [32]

En una situación ideal, el laboratorio de calibración proporciona una constante de calibración $N_{D,W,Q_{msr}}$ y la dosis absorbida en agua $D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ en el haz de referencia f_{msr} , a una profundidad de referencia y en ausencia de la cámara, se determinaría mediante:

$$D_{W,Qmsr}^{fmsr} = M_{Qmsr}^{fmsr} \cdot N_{D,W,Qmsr} \quad (Ec 10)$$

No obstante, en la realidad, los laboratorios de calibración no pueden replicar la calidad exacta del haz utilizado por el usuario. Por lo tanto, en su lugar, la dosis absorbida en agua $D_{W,Qmsr}^{fmsr}$ a la profundidad de referencia para este campo, con calidad Q_{msr} y en ausencia de la cámara, se expresa como:

$$D_{W,Qmsr}^{fmsr} = M_{Qmsr}^{fmsr} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Qmsr,Q}^{fmsr,ref} \quad (Ec 11)$$

donde:

- M_{Qmsr}^{fmsr} es la lectura del dosímetro en el campo de máquina específica f_{msr} , esta lectura está corregida por sus variables de influencia, tales como temperatura, presión, efecto de polaridad y colección incompleta de cargas.
- N_{D,W,Q_0} es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua para el detector utilizado, para un haz de referencia con una calidad Q_0 , comúnmente es $60Co$.
- k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por calidad de haz, entre la calidad Q_0 y la calidad Q , en el campo de máquina específica f_{msr} .
- $k_{Qmsr,Q}^{fmsr,ref}$ es el factor de corrección por las diferencias entre las condiciones de tamaño de campo, geometría, material del simulador físico y la calidad del haz. Todo esto se dan entre la calidad de haz convencional de referencia f_{ref} y el campo de máquina específica f_{msr} .

El factor $k_{Qmsr,Q}^{fmsr,ref}$ se define como[33]:

$$k_{Qmsr,Q}^{fmsr,ref} = \frac{D_{W,Qmsr}^{fmsr}/M_{Qmsr}^{fmsr}}{D_{W,Q}^{fref}/M_Q^{fref}} \quad (Ec 12)$$

Con respecto a la dosimetría relativa, el factor de campo (Output Factor, el cual relaciona la dosis en un campo pequeño clínico f_{clin} , de calidad Q_{clin} , campo de referencia f_{msr} y de calidad Q_{msr} , está definido como:

$$D_{w,Qclin}^{fclin} = D_{W,Qmsr}^{fmsr} \cdot \Omega_{Qclin,Qmsr}^{fclin,fmsr} \quad (Ec 13)$$

Para campos grandes, los factores de campo, definidos como cocientes de dosis, suelen aproximarse mediante cocientes de lecturas. Esta aproximación se realiza debido a que, para estos campos, los poderes de frenado y los factores de perturbación son prácticamente independientes del tamaño de campo para una calidad de haz determinada, y se considera despreciable[34]. Sin embargo, en campos pequeños, esta aproximación pierde validez, ya que los factores de perturbación y los poderes de frenado dependen considerablemente de variables como el tamaño y tipo de detector, el tamaño de campo y el diseño del acelerador en sí. Por esta razón, los factores de campo, que podrían calcularse mediante simulaciones Monte Carlo, son determinados como un cociente de lecturas del detector multiplicadas por un factor de corrección[33]:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot \left[\frac{D_{W,Q_{clin}}^{f_{clin}}/M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}}/M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \right] = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (Ec 14)$$

El Factor de Corrección de Campo, denotado como $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$, se define mediante simulaciones Monte Carlo para cada modelo de detector, acelerador y energía específica. Sin embargo, este método de obtención introduce cierto margen de error al asumir que todos los detectores individuales de un mismo tipo son idénticos[33].

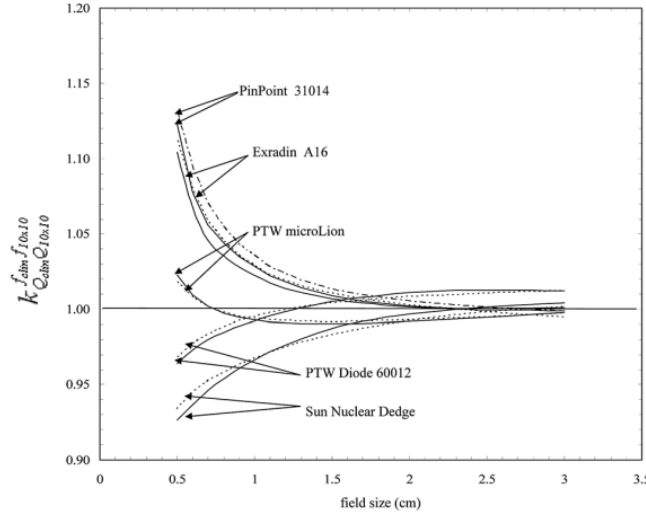


Figura 9: Factores de corrección vs tamaño de campo para distintos detectores. Tomado de P. Francescon [33]

Para nuestro caso $f_{msr} = f_{ref}$:

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (Ec 15)$$

donde:

- $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} = k_{Q,Q}^{f_{ref},f_{ref}} = 1.$
- $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_Q^{f_{ref}}.$

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_Q^{f_{ref}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (Ec 16)$$

3.1.5.2 Campos Compuestos

En técnicas o tecnologías más avanzadas que utilizan campos compuestos (como Tomotherapy, VMAT o IMRT), el campo de referencia el cual se va a utilizar es denominado “Campo de Referencia Específico de tratamiento” (Plan-class-specific reference field), (f_{pcsr}). Este campo debe ser lo más parecido posible al esquema final de irradiación y garantizar una distribución uniforme de dosis absorbida en una región geoméricamente sencilla de volumen blanco[32].

Sus ecuaciones son:

$$D_{W,Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{pcsr},Q}^{f_{pcsr},f_{ref}} \quad (Ec 17)$$

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{W,Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot \Omega_{Q_{clin},Q_{pcsr}}^{f_{clin},f_{pcsr}} \quad (Ec 18)$$

En el caso ideal, el factor $k_{Q_{pcsr},Q}^{f_{pcsr},f_{ref}}$ puede ser obtenido mediante técnicas trazables a un laboratorio estándar primario, o también que no dependan de la calidad del haz como Film radiocrómico o Alanina, pero, como en el caso de campos pequeños estáticos, estos factores son obtenidos por lo general por Monte Carlo.

Ahora, cabe resaltar, si el equipo no puede generar un campo de referencia convencional f_{ref} , la dosimetría debe referirse al campo f_{msr} , en este caso se agrega un factor adicional para la corrección entre campos f_{msr} y f_{pcsr} :

$$D_{W,Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \cdot k_{Q_{pcsr},Q_{msr}}^{f_{pcsr},f_{msr}} \quad (Ec 19)$$

Cabe resaltar que numerosas propuestas han sido desarrolladas para generar campos f_{pcsr} , pero hasta el momento no hay un consenso global y esta definición sigue siendo tema de investigación[33].

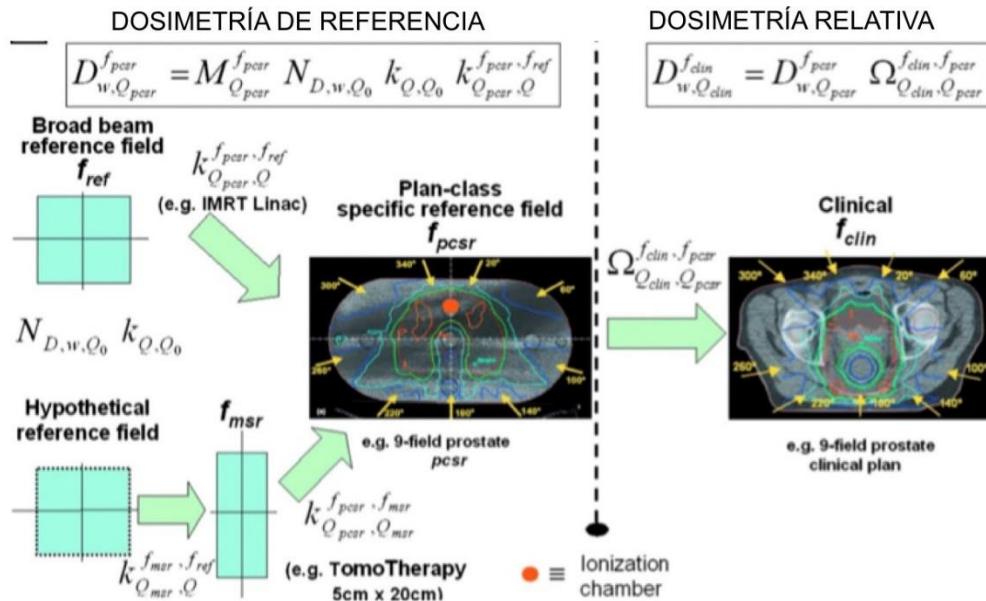


Figura 10: Descripción esquemática de la dosimetría de pequeños campos compuestos con referencia a campos de referencia específicos de tratamientos. Tomado de P. Andreo [32]

3.1.5.3 Haces Sin Filtro Aplanador (FFF)

Para el caso de haces generados por aceleradores lineales con la modalidad de sin filtro aplanador (Flattening Filter Free), el formalismo puede expresarse de la siguiente manera[16]:

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q_{FFF},Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FFF},Q_{FFF}}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr},Q_{FFF}}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (Ec 20)$$

donde:

- WFF, haces generados por aceleradores con filtro aplanador (With Flattening Filter).
- k_{Q_{WFF},Q_0}^{ref} corresponde a k_{Q,Q_0} convencional del CoP TRS-398[24] en el cual Q^{WFF} equivale a la energía nominal con filtro aplanador.
- $k_{Q_{FFF},Q_{WFF}}^{ref}$ este factor considera las diferencias entre los haces FFF y WFF de la cámara de ionización empleada a una energía de interés.
- $k_{Q_{msr},Q_{FFF}}^{msr,ref}$ es el factor de corrección entre el haz de interés clínico y el haz de referencia de máquina específico sin filtro aplanador.

3.1.6 Auditoría Dosimétrica

Los programas integrales de garantía de calidad en Radioterapia incluyen la dosimetría de los haces, el control periódico de los equipos, la revisión en cuanto a los procedimientos de planeación de tratamientos y su verificación en el centro para asegurar el cumplimiento de los estándares y directrices establecidos; estos están principalmente diseñados con el objetivo principal de que los pacientes reciban el tratamiento que fue prescrito de forma correcta y la mejora continua de la calidad del servicio de radioterapia[18], [20].

Una de las principales herramientas para lograr este objetivo es la auditoría. Estas auditorías clínicas desempeñan un papel fundamental en la coordinación de la práctica en Radioterapia, dentro de estas auditorías, las dosimetrías son de vital importancia, ya que se centran en aspectos relacionados con la dosis. Específicamente, éstas tienen como objetivo garantizar que las dosis administradas sean coherentes con las dosis calculadas permitiendo encontrar posibles errores ya sea en la calibración o en los cálculos de dosis realizados y tomar medidas correctivas necesarias[20], [35].

La auditoría dosimétrica es esencial para asegurar la seguridad y eficacia de los tratamientos radioterapéuticos. Detectar y corregir errores o desviaciones en la administración de la radiación es crucial para evitar daños innecesarios a los pacientes, garantizando que los tratamientos sean efectivos en el control y tratamiento del cáncer u otras enfermedades. Además, estas auditorías también ayudan a mantener la confianza del público en la calidad y seguridad de los servicios de radioterapia[18], [20], [35], [36].

Existen varios organismos y grupos que brindan auditorías de dosimetría en radioterapia, incluyendo el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)[19], la Organización Europea para la Investigación y el Tratamiento del Cáncer (EORTC)[37], [38], el Núcleo Oncológico de Imágenes y Radiología (IROC, anteriormente conocido como Centro de Física Radiológica RPC en Houston, TX, EE. UU.)[39], [40], el Grupo de Oncología Radioterápica Trans-Tasman[41], el Grupo de Garantía de Calidad de Ensayos de Radioterapia del Reino Unido (RTTQA)[42], [43] y el Grupo de Estudio de Radioterapia (RTSG) del Grupo de Oncología Clínica de Japón (JCOG)[44]. Además, el Grupo de Armonización de la Garantía de Calidad de Ensayos Clínicos Globales en Radioterapia (GHG) tiene como objetivo armonizar y mejorar la garantía de calidad (QA) en radioterapia dentro de ensayos clínicos multiinstitucionales, además según la Red de Auditoría de Dosimetría (DAN) del OIEA, en el año 2017, se registraron 45 organizaciones en 39 países que ofrecían servicios de auditoría de dosimetría para radioterapia[40].

Existen dos tipos de auditorías: las realizadas in situ y las que se llevan a cabo de forma remota. En el caso de la visita in situ, el auditor se traslada físicamente a la institución y utiliza cámaras de ionización, como las de tipo Farmer o microcámaras. Por otro lado, en el modo remoto, se envían dosímetros pasivos por correo postal a la institución. El personal de la institución los expone a la radiación según las condiciones acordadas y, posteriormente, los devuelve para su lectura; conforme la diversidad y complejidad de la radioterapia aumentan, se hacen necesarios nuevos enfoques en las auditorías de dosimetría, incluyendo una auditoría estratégica. Por consiguiente, el diseño de las auditorías debe enfocarse en métodos multifuncionales que aseguren un análisis eficiente del rendimiento, así como la detección e identificación de posibles errores en la administración. Además, las técnicas de administración de radiación más complejas demandan auditorías adicionales para evaluar aspectos específicos y garantizar las mejores prácticas y la seguridad del paciente durante el tratamiento[20], [40], [45].

Existen diversos tipos de auditorías que se realizan en función de los objetivos establecidos, y se utilizan diferentes sistemas de clasificación para describirlas. En términos generales, las auditorías se clasifican según su nivel de complejidad. La Tabla 1 muestra el sistema de clasificación recientemente introducido por la Australian Clinical Dosimetry Service (ACDS)[46].

Tabla 1 Clasificación de auditorías por nivel de complejidad según ACDS. [9]

Nivel de dosimetría	Tipo de detector	Modo	Sistema comprobado	Descripción
Nivel I	TLD, OSL.	Remoto.	Cada haz de radiación.	Condiciones de referencia.
Nivel IB	Cámaras de Ionización.	In-Situ.	Cada haz de radiación.	Condiciones de referencia.
Nivel II	Conjunto de Detectores.	Remoto.	Sistema de Planeación.	Distribución de dosis.
Nivel III	Cámaras de Ionización, Películas Radiocrómicas.	In-Situ.	Toda la cadena de tratamiento.	Pruebas End to End (E2E).

Es importante destacar que las auditorías dosimétricas se realizan de manera periódica y sistemática, siguiendo los protocolos y directrices establecidos por los organismos reguladores y las organizaciones internacionales. Estos protocolos proporcionan una estructura y criterios claros para llevar a cabo las auditorías y garantizar la uniformidad y consistencia en los procesos de evaluación.

En este trabajo se realizarán pruebas End to End (Nivel III), donde se comprobará toda la cadena de tratamiento de modo In-Situ.

3.1.7 ¿Qué es End To End (E2E) en Radioterapia?

Las pruebas “End to End” en radioterapia son una herramienta esencial para garantizar la calidad, precisión y seguridad en el proceso de tratamiento radioterapéutico. Estas pruebas integrales involucran la simulación y evaluación completa del tratamiento, desde la etapa de planificación hasta la administración de la dosis de radiación al paciente[47], [48].

Las pruebas “End to End” en radioterapia tienen varios propósitos fundamentales. En primer lugar, garantizan la precisión y exactitud de la planificación del tratamiento, verificando que los volúmenes de tratamiento, los campos de radiación y los parámetros de dosis sean correctos y cumplan con los objetivos clínicos establecidos. Esto ayuda a asegurar que la dosis de radiación se administre de manera adecuada y se focalice en las áreas de interés terapéutico[49], [50].

En segundo lugar, las pruebas "End to End" permiten evaluar y verificar la exactitud de la dosis de radiación administrada al paciente. Se utilizan detectores de dosis y dispositivos de dosimetría para medir la dosis entregada en el modelo o simulador físico que representa al paciente. Estas mediciones se comparan con las dosis planificadas para asegurar la concordancia y garantizar que se cumplan los objetivos de tratamiento[49], [50].

Las pruebas "End to End" evalúan varios aspectos clave del proceso de tratamiento radioterapéutico. Algunos de estos aspectos incluyen:

1. Planificación del tratamiento: Se verifica la precisión y exactitud de la planificación del tratamiento, incluyendo la definición de volúmenes de tratamiento, selección de campos de radiación, configuración de parámetros de dosis y consideraciones de protección de órganos a riesgo.
2. Verificación de dosis: Se evalúa la concordancia entre las dosis planificadas y las dosis entregadas utilizando técnicas de dosimetría. Esto ayuda a garantizar que la dosis administrada sea la deseada y se ajuste a los objetivos clínicos establecidos.
3. Alineación y posicionamiento: Se verifica la correcta alineación y posicionamiento del paciente durante la administración del tratamiento.
4. Control de calidad de equipos: Se verifica la calibración y el rendimiento de los equipos utilizados en el tratamiento radioterapéutico, como aceleradores lineales, sistemas de planificación de tratamientos y sistemas de verificación de dosis. Esto garantiza que los equipos estén funcionando correctamente y cumplan con los estándares establecidos en la institución.
5. Gestión de errores y seguridad: Se evalúan los sistemas de seguridad y las medidas de detección y corrección de errores implementadas en el proceso de tratamiento. Esto incluye la revisión de los protocolos de seguridad, la verificación de la integridad de los equipos y la capacitación del personal en la identificación y prevención de posibles errores.

En resumen, las pruebas "End to End" tienen un impacto significativo en la mejora de los resultados clínicos y la seguridad del paciente en radioterapia. Al proporcionar una evaluación integral de todo el proceso de tratamiento, ayudan a identificar áreas de mejora, optimizar los protocolos de tratamiento y minimizar los riesgos de errores o desviaciones. Esto resulta en una mayor precisión en la administración de la dosis, una mejor protección de los tejidos sanos y una mayor confianza en la eficacia del tratamiento, también contribuyen a brindar una atención óptima y efectiva a los pacientes sometidos a radioterapia.

3.2 MARCO CONTEXTUAL

El Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" es un destacado centro de atención médica de mediana y alta complejidad ubicado en la ciudad de Cali, Valle del Cauca, en el suroccidente colombiano. Este hospital desempeña un papel fundamental en la prestación de servicios de salud en la región del suroccidente de Colombia y es reconocido como uno de los principales centros médicos de la zona[51].

La historia del Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" se remonta a la década de 1930, cuando se inició su construcción en 1936. Cuatro años más tarde concluyó su construcción; en 1956, el hospital abrió sus puertas a la comunidad y se convirtió rápidamente en el centro más importante de consulta para los habitantes del suroccidente colombiano. En 1995, mediante el Decreto Departamental N°1807, el hospital experimentó una transformación significativa al convertirse en una Empresa Social del Estado[51], [52].



Figura 11: Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" E.S.E. Tomado de huv.gov.co [53]

Dentro de las instalaciones del hospital, se encuentra una destacada unidad de Radioterapia, la cual fue establecida alrededor del año 1964. En sus inicios, contaba con dos cámaras de Theratron. En la actualidad, el servicio de Radioterapia del hospital está equipado con dos aceleradores lineales de última generación (un acelerador Clinac® IX y un acelerador TrueBeam®) ambos de la marca Varian (Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA) y un sistema BRAVOS® para braquiterapia de alta tasa de dosis HDR, además de este equipamiento cuenta con software como: RapidPlan, optimización Multicriterio (MCO), HyperArc y Velocity. Estas tecnologías de vanguardia posicionan al Hospital Universitario del Valle como el único hospital público en Colombia en contar con este tipo de equipamiento[52], [54].

En el servicio de Radioterapia en los últimos 5 años (2018 – 2022) se han realizado 883 inicios de tratamientos (739 - 1028), con una desviación estándar de 165.89, estos datos son obtenidos por medio del software ARIA-ECLIPSE perteneciente al Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" E.S.E. Entre los tipos de cáncer que más se trata en la unidad se encuentran, cáncer de seno, cáncer de próstata y cáncer de cérvix; desde que se implementó la radiocirugía hasta el 30 de junio de 2023, se han tratado 41 pacientes (24 pacientes en el año 2022 y 17 en el año 2023).

3.3 MARCO NORMATIVO

En esta sección de la investigación, se describen sucintamente apartes de las normas del ordenamiento jurídico colombiano que tratan expresamente del sistema de salud, legislación que cumple el papel de determinar su estructura y funcionamiento en aras de la garantía de los derechos a la salud y la seguridad social incluidos en la Constitución de 1991; entre ellas: Decreto 780 de 2016, Decreto 1011 de 2006, Ley 100 de 1993, Ley 10 de 1990.

3.3.1 Constitución Política de Colombia

- “Artículo 49. La atención de la salud y el saneamiento ambiental son servicios públicos a cargo del Estado. Se garantiza a todas las personas el acceso a los servicios de promoción, protección y recuperación de la salud.

Corresponde al Estado organizar, dirigir y reglamentar la prestación de servicios de salud a los habitantes y de saneamiento ambiental conforme a los principios de eficiencia, universalidad y solidaridad. También, establecer las políticas para la prestación de servicios de salud por entidades privadas, y ejercer su vigilancia y control. Así mismo, establecer las competencias de la Nación, las entidades territoriales y los particulares y determinar los aportes a su cargo en los términos y condiciones señalados en la ley.”

(...)

3.3.2 Decreto 780 de 2016

"Por medio del cual se expide el Decreto Único Reglamentario del Sector Salud y Protección Social", que compiló al Decreto 1011 de 2006 "Por el cual se establece el Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención de Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud"

- En su artículo 2.5.1.1.1, modificado por el artículo 2 del Decreto 1599 de 2022, en sus incisos 1 y 2 establece el campo de aplicación del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención de Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud (SOGCS), entre cuyos destinatarios se encuentran los prestadores de servicios de salud (Instituciones Prestadoras de Servicios de Salud, los Profesionales Independientes de Salud y los Servicios de Transporte Especial de Pacientes) [55]. Institución Prestadora de Servicios de Salud (IPS) es la calidad que ostenta el Hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E.S.E., principal centro médico del suroccidente del país, institución en la que se adelanta la presente investigación.

[55] Numeral sexto del artículo 2.5.1.1.3 del Decreto 780 de 2016.

3.3.3 ¿Qué se entiende por Servicio de Salud?

De acuerdo con lo establecido en la Resolución 3100 de 2019 expedida por el Ministerio de Salud y Protección Social, “el servicio de salud se define como la unidad básica habilitable del Sistema Único de Habilitación, conformado por procesos, procedimientos, actividades, recursos humanos, físicos,

tecnológicos y de información con un alcance definido, que tiene por objeto satisfacer las necesidades en salud en el marco de la seguridad del paciente, y en cualquiera de las fases de la atención en salud (promoción, prevención, diagnóstico, tratamiento, rehabilitación o paliación de la enfermedad)...”

3.3.4 ¿Qué es el Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de Atención es Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud (SOGCS)?

Según lo establecido en el numeral octavo del artículo 2.5.1.1.3 del Decreto 780 de 2016, “Es el conjunto de instituciones, normas, requisitos, mecanismos y procesos deliberados y sistemáticos que desarrolla el sector salud para generar, mantener y mejorar la calidad de los servicios de salud en el país.”

¿Cuáles son los componentes del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de Atención en Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud -SOGCS-? [55]

Los componentes son:

- * Sistema Único de Habilitación (SUH).
- * Auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención de Salud (PAMEC)
- * Sistema Único de Acreditación (SUA).
- * Sistema de Información para la Calidad.

[55] Artículo 2.5.1.2.2 del Decreto 780 de 2016, que acopia el artículo 4 del Decreto 1011 de 2006.

Sistema Único de Habilitación (SUH)

A la luz de lo consagrado en el Artículo 2.5.1.3.1.1 del Decreto 780 de 2016, que recoge lo dispuesto en el Art. 6 del Decreto 1011 de 2006, el Sistema Único de Habilitación, “Es el conjunto de normas, requisitos y procedimientos mediante los cuales se establece, registra, verifica y controla el cumplimiento de las condiciones básicas de capacidad tecnológica y científica, de suficiencia patrimonial y financiera y de capacidad técnico-administrativa, indispensables para la entrada y permanencia en el Sistema, los cuales buscan dar seguridad a los usuarios frente a los potenciales riesgos asociados a la prestación de servicios y son de obligatorio cumplimiento por parte de los Prestadores de Servicios de Salud y las Entidades Administradoras de Planes de Beneficios.”

Es importante aclarar que, el Hospital Universitario del Valle cuenta con la habilitación para prestar el servicio de hematología y oncología, del cual hace parte la unidad de radioterapia, esencia de la investigación que se adelanta.

- Auditoría para el mejoramiento de la calidad de la atención de salud [55].
- “Artículo 2.5.1.4.1 Auditoría para el mejoramiento de la calidad de la atención de salud. Los programas de auditoría deberán ser concordantes con la intencionalidad de los estándares de acreditación y superiores a los que se determinan como básicos en el Sistema único de Habilitación.

Los procesos de auditoría serán obligatorios para las Entidades Departamentales, Distritales y Municipales de Salud, las Instituciones Prestadoras de Servicios de Salud y las EAPB.

La auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención de Salud implica:

1. La realización de actividades de evaluación, seguimiento y mejoramiento de procesos definidos como prioritarios.
2. La comparación entre la calidad observada y la calidad esperada, la cual debe estar previamente definida mediante guías y normas técnicas, científicas y administrativas.
3. La adopción por parte de las instituciones de medidas tendientes a corregir las desviaciones detectadas con respecto a los parámetros previamente establecidos y a mantener las condiciones de mejora realizadas.

Parágrafo. Para todos los efectos de este Título debe entenderse que la Auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención de Salud incluye el concepto de Auditoría Médica a que se refiere el artículo 227 de la Ley 100 de 1993 y las normas que lo modifiquen o sustituyan.”

- “Artículo 2.5.1.4.2 Niveles de operación de la auditoría para el mejoramiento de la calidad de los servicios de salud. En cada una de las entidades obligadas a desarrollar procesos de Auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de los Servicios de Salud, el modelo que se aplique operará en los siguientes niveles:

1. Autocontrol. Cada miembro de la entidad planea, ejecuta, verifica y ajusta los procedimientos en los cuales participa, para que estos sean realizados de acuerdo con los estándares de calidad definidos por la normatividad vigente y por la organización.
2. Auditoría Interna. Consiste en una evaluación sistemática realizada en la misma institución, por una instancia externa al proceso que se audita. Su propósito es contribuir a que la institución adquiera la cultura del autocontrol.

Este nivel puede estar ausente en aquellas entidades que hayan alcanzado un alto grado de desarrollo del autocontrol, de manera que este sustituya la totalidad de las acciones que debe realizar la auditoría interna.

3. Auditoría Externa. Es la evaluación sistemática llevada a cabo por un ente externo a la institución evaluada. Su propósito es verificar la realización de los procesos de auditoría interna y autocontrol, implementando el modelo de auditoría de segundo orden. Las entidades que se comporten como compradores de servicios de salud deberán desarrollar obligatoriamente la auditoría en el nivel de auditoría externa.” (Art. 33 de/Decreto 1011 de 2006)

- “Artículo 2.5.1.4.6 Procesos de auditoría en las instituciones prestadoras de servicios de salud. Estas entidades deberán establecer un Programa de Auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención de Salud, que comprenda como mínimo, los siguientes procesos:

1. Autoevaluación del Proceso de Atención de Salud. La entidad establecerá prioridades para evaluar sistemáticamente los procesos de atención a los usuarios desde el punto de vista del cumplimiento de las características de calidad a que hace referencia el artículo 2.5.1.2.1 del presente Título.

- “Artículo 2.5.1.4.7 Procesos de auditoría externa de las EAPB sobre los prestadores de servicios de salud. Las EAPB incorporarán en sus Programas de Auditoría para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención de Salud, procesos de auditoría externa que les permitan evaluar sistemáticamente los procesos de atención a los usuarios por parte de los Prestadores de Servicios de Salud. Esta evaluación debe centrarse en aquellos procesos definidos como prioritarios y en los criterios y métodos de evaluación previamente acordados entre la entidad y el prestador y deben contemplar las características establecidas en el artículo 2.5.1.2.1 del presente Título.” (Art. 38 del Decreto 1011 de 2006)

[55] Decreto 780 de 2016

- Sistema Único de Acreditación -SUA- (Decreto 780 de 2016- Decreto 903 de 2014)
- Artículo 2.5.1.6.1 Objeto. El presente Capítulo tiene por objeto dictar disposiciones y realizar ajustes al Sistema Único de Acreditación en Salud, como componente del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención de Salud, así como definir reglas para su operación en los Sistemas Generales de Seguridad Social en Salud y Riesgos Laborales. (Art. 1 del Decreto 903 de 2014)
- Artículo 2.5.1.6.2 Campo de aplicación. Las disposiciones contenidas en este Capítulo se aplicarán a las instituciones prestadoras de servicios de salud, a las Entidades Promotoras de Salud, a las Entidades Administradoras de Riesgos Laborales y a las Instituciones Prestadoras de Servicios de Salud que presten servicios de salud ocupacional, que voluntariamente decidan acogerse al proceso de acreditación aquí previsto. (Art. 2 del Decreto 903 de 2014)
- Artículo 2.5.1.6.3 Entidades Departamentales, Distritales y Municipales de Salud. En el marco del Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención de Salud, se entiende que las Entidades Departamentales, Distritales y Municipales de Salud alcanzan el nivel superior de calidad con la certificación en la Norma Técnica de Calidad de la Gestión Pública NTCGP 1000:2009 o las normas que la modifiquen, adicionen o sustituyan, en concordancia con lo dispuesto en la Ley 872 de 2003. (Art. 3 del Decreto 903 de 2014)
- Artículo 2.5.1.6.5 Sistema Único de Acreditación en Salud. Entiéndase como Sistema Único de Acreditación en Salud, el conjunto de procesos, procedimientos y herramientas de implementación voluntaria y periódica por parte de las entidades a las que se refiere el artículo 2.5.1.6.2 del presente Capítulo, los cuales están destinados a comprobar el cumplimiento gradual de niveles de calidad superiores a los requisitos mínimos obligatorios, para la atención en salud, bajo la dirección del Estado y la inspección, vigilancia y control de la Superintendencia Nacional de Salud. Dicho sistema se registrará por lo dispuesto en el presente Capítulo, así como por la reglamentación que para su desarrollo e implementación expida el Ministerio de Salud y Protección Social.

Parágrafo. Las entidades a que se refiere el artículo 2.5.1.6.2 del presente Capítulo, deberán contar con la certificación que expida la entidad competente, del cumplimiento de los requisitos mínimos

obligatorios que les aplican, como condición para acceder a la acreditación. (Art. 5 del Decreto 903 de 2014)

- Sistema de información para la calidad (Decreto 780 de 2016 - Art. 45 Decreto 1011 de 2006)
- “Artículo 2.5.1.5.1 Sistema de Información para la Calidad. El Ministerio de Salud y Protección Social diseñará e implementará un "Sistema de Información para la Calidad" con el objeto de estimular la competencia por calidad entre los agentes del sector que al mismo tiempo, permita orientar a los usuarios en el conocimiento de las características del sistema, en el ejercicio de sus derechos y deberes y en los niveles de calidad de los Prestadores de Servicios de Salud y de las EAPB, de manera que puedan tomar decisiones informadas en el momento de ejercer los derechos que para ellos contempla el Sistema General de Seguridad Social en Salud.

El Ministerio de Salud y Protección Social incluirá en su página web los datos del Sistema de Información para la Calidad con el propósito de facilitar al público el acceso en línea sobre esta materia.”

3.3.5 LEY 100 de 1993

“Por la cual se crea el sistema de seguridad social integral y se dictan otras disposiciones”[56]

PREÁMBULO

“La Seguridad Social Integral es el conjunto de instituciones, normas y procedimientos, de que disponen la persona y la comunidad para gozar de una calidad de vida, mediante el cumplimiento progresivo de los planes y programas que el Estado y la sociedad desarrollen para proporcionar la cobertura integral de las contingencias, especialmente las que menoscaban la salud y la capacidad económica, de los habitantes del territorio nacional, con el fin de lograr el bienestar individual y la integración de la comunidad.”[56]

- “ARTÍCULO 186. DEL SISTEMA DE ACREDITACIÓN. El Gobierno Nacional propiciará la conformación de un sistema de acreditación de las Instituciones Prestadoras de Servicios de Salud, para brindar información a los usuarios sobre su calidad, y promover su mejoramiento.”
- “ARTÍCULO 227. CONTROL Y EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DEL SERVICIO DE SALUD. Es facultad del Gobierno Nacional expedir las normas relativas a la organización de un sistema obligatorio de garantía de calidad de la atención de salud, incluyendo la auditoría médica, de obligatorio desarrollo en las Entidades Promotoras de Salud, con el objeto de garantizar la adecuada calidad en la prestación de los servicios. La información producida será de conocimiento público.”

3.4 MARCO TEÓRICO

3.4.1 Índice Gamma

El índice gamma (γ) es el método estándar para poder realizar la verificación de entrega de dosis en radioterapia de las técnicas más avanzadas como la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y Arco Terapia de Modulación Volumétrica (VMAT); el índice gamma es una métrica adimensional que combina la diferencia de dosis y la diferencia de distancia para evaluar cada punto de la distribución. En este contexto, la distribución de dosis de referencia se considera el "Gold Standard". Esta distribución de dosis de referencia puede ser obtenida mediante mediciones, como, por ejemplo, un solo punto (utilizando una cámara de ionización), 1D (en forma de un perfil de línea), 2D (medición de película) o incluso 3D (dosimetría de gel o una simulación Monte Carlo)[57], [58], [59].

Formalismo del Índice Gamma:

El cálculo del índice gamma (γ) se realiza encontrando la distancia euclidiana mínima entre cada punto de referencia. Consulte la Figura 12 para obtener una visualización de este proceso. Para cada punto de referencia en la distribución de dosis, calcular contra cada punto en la distribución evaluada:

1. La distancia entre la referencia al punto evaluado: $\Delta r(r_R, r_E)$.
2. La diferencia de dosis entre el punto de referencia y el evaluado $\Delta D(r_R, r_E)$.

Donde r_R es el punto de referencia, r_E es el punto evaluado. La diferencia de dosis se calcula usando ecuación (21):

$$\Delta r(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \text{ (Ec 21)}$$

Donde $D_E(r_E)$ es la dosis en un punto de la distribución de dosis evaluada, r_E y $D_R(r_R)$ es la dosis del punto de referencia.

Luego, para cada punto en la distribución evaluada, se calcula el índice gamma usando la ecuación (22):

$$\Gamma(\vec{r}_R, \vec{r}_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(\vec{r}_R, \vec{r}_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(\vec{r}_R, \vec{r}_E)}{\delta D^2}} \text{ (Ec 22)}$$

Donde δr es el criterio de diferencia de distancia y δD es el criterio de diferencia de dosis.

El índice gamma se toma entonces como el valor mínimo calculado sobre todos puntos evaluados como se muestra en la ecuación (23):

$$\gamma(\vec{r}_R) = \min\{\Gamma(\vec{r}_R, \vec{r}_E)\} \forall \{\vec{r}_E\} \text{ (Ec 23)}$$

- Si $\gamma(\vec{r}_R) \leq 1$ entonces se cumple el índice gamma para el punto analizado.
- Si $\gamma(\vec{r}_R) > 1$ entonces no se cumple el índice gamma para el punto analizado.

Por lo tanto, el factor γ indica la diferencia entre el cálculo y la medición en relación con las tolerancias de aceptación, se puede generar y mostrar una distribución de factor γ , lo que proporciona una evaluación cuantitativa de la calidad del cálculo.

Los criterios δr y δD forman un elipsoide alrededor del punto de referencia como se muestra en la Figura 12. Donde el eje y es Dosis (D) y el eje x es distancia (r), la \times es el punto de referencia y la línea azul representa la distribución de dosis evaluada[57].

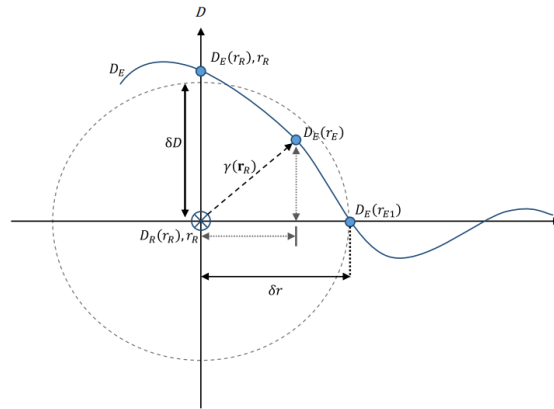


Figura 12: Representación esquemática del método del índice gamma. Tomado de Low et al. (1998).[57]

En resumen, el índice Gamma es una herramienta fundamental en la evaluación de la precisión en la administración de la dosis de radiación en radioterapia. Proporciona una métrica objetiva para comparar la dosis calculada y la dosis medida, identificando discrepancias y garantizando una terapia segura y efectiva. Su aplicación en la práctica clínica contribuye a la mejora continua de la calidad del tratamiento radioterapéutico y a la seguridad del paciente.

3.4.2 Histograma Dosis-Volumen (DVH)

En el campo de la radioterapia, la planificación y entrega precisa de la dosis de radiación es fundamental para lograr resultados óptimos en el tratamiento del cáncer[60], [61]. Una herramienta esencial en este proceso es el Histograma Dosis-Volumen (DVH por sus siglas en inglés), que proporciona información detallada sobre la distribución de dosis en relación con el volumen de tejido irradiado[62], [63], [64].

El DVH se puede representar de forma integral acumulativo o diferencial, el DVH acumulativo (ver Figura 13) es un gráfico que proporciona información cuantitativa con respecto a cuánta dosis se absorbe en cuánto volumen.

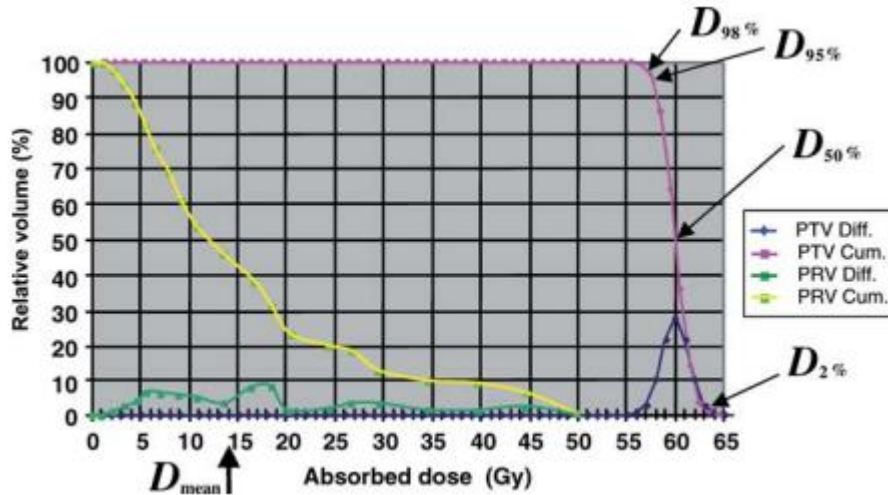


Figura 13: Ejemplo de DVH acumulativo. Tomado del Reporte 83 del ICRU [61]

donde:

$D_{98\%}$: Dosis recibida por el 98% del volumen.

$D_{95\%}$: Dosis recibida por el 95% del volumen.

$D_{50\%}$: Dosis recibida por el 50% del volumen.

$D_{2\%}$: Dosis recibida por el 2% del volumen.

Los DVH acumulativos son histogramas de los elementos de volumen que reciben al menos una dosis absorbida determinada y, por lo general, se expresan como el volumen absoluto o el volumen relativo al volumen total de la estructura, que recibe al menos una dosis absorbida dada, D. Cada punto en la línea de un DVH acumulativo relativo se describe con la siguiente ecuación (24):

$$DVH_{rel\ cul} = 1 - \frac{1}{V} \int_0^{D_{max}} \frac{dV(D)}{dD} dD \quad (Ec\ 24)$$

El Histograma Dosis-Volumen es una herramienta gráfica utilizada en radioterapia para representar la distribución de dosis de radiación en relación con el volumen de tejido irradiado. Proporciona una visualización detallada de la cantidad de tejido que recibe una determinada dosis de radiación y permite evaluar la cobertura del tumor y la dosis recibida por los tejidos sanos circundantes[61].

A partir de los datos de dosis calculados, se construye el Histograma Dosis-Volumen. Cada punto en el histograma representa el porcentaje de volumen de tejido que recibe una dosis específica[60], [63], [65], [66].

El eje horizontal del DVH representa la dosis de radiación, mientras que el eje vertical indica el volumen de tejido que recibe esa dosis. Cada punto en el histograma representa el porcentaje de volumen de tejido que recibe una dosis específica[61], [67], [68].

El DVH tiene diversas aplicaciones clínicas que contribuyen a la planificación y evaluación de tratamientos de radioterapia:

- Evaluación de la cobertura del tumor: El DVH permite evaluar la dosis de radiación administrada al tumor y determinar si se alcanzan los objetivos de cobertura prescritos. Esto es fundamental para asegurar que el tumor reciba una dosis terapéutica adecuada para controlar su crecimiento y destruir las células cancerosas[69], [70].
- Evaluación de toxicidad en tejidos sanos: El DVH también ayuda a evaluar la dosis de radiación que reciben los tejidos sanos circundantes. Permite identificar los volúmenes de tejido que están expuestos a dosis altas y determinar el riesgo de toxicidad en esos tejidos. Esto ayuda a los médicos a tomar decisiones informadas sobre la planificación del tratamiento y a minimizar los efectos secundarios en los pacientes, mejorando su calidad de vida durante y después del tratamiento[69].
- Comparación de diferentes planes de tratamiento: El DVH facilita la comparación objetiva de diferentes planes de tratamiento. Al analizar los histogramas de dosis-volumen de diferentes opciones de planificación, los médicos pueden evaluar y seleccionar el plan que mejor cumpla con los objetivos terapéuticos y minimice la toxicidad en los tejidos sanos[69], [70].

En el caso específico de radiocirugía utilizando el DVH acumulativo, podemos evaluar los planes realizados teniendo en cuenta las siguientes restricciones para órganos a riesgo:

Tabla 2 Restricciones de dosis para órganos a riesgo.[71], [72]

CNS	1 FRACCIÓN	3 FRACCIONES	5 FRACCIONES
PTV	$D_{95\%} > 100\%$	$D_{95\%} > 100\%$	$D_{95\%} > 100\%$
BODY	$D_{max} < 145\%$	$D_{max} < 145\%$	$D_{max} < 145\%$
Cerebro	$V 12 Gy < 8cm^3$	$V 18 Gy < 26cm^3$ $V 21 Gy < 21cm^3$ $V 23 Gy < 5cm^3$	$D_{10cm^3} < 30Gy$ $D_{0.1cm^3} < 33.5Gy$ $D_{20cm^3} < 24Gy$ $D_{16cm^3} < 25Gy$
Tallo Cerebral	$D_{max} < 15 Gy$ $V 10 Gy < 0.1cm^3$	$D_{max} < 18 Gy$ $V 15.9 Gy < 0.5cm^3$	$D_{max} < 30 Gy$ $D 0.5cm^3 < 23Gy$
Médula	$D_{max} < 14 Gy$ $V 10 Gy < 0.1cm^3$	$D_{max} < 20.3 Gy$ $V 18 Gy < 0.1cm^3$ $V 12.3 Gy < 1cm^3$	$D_{max} < 20.3 Gy$ $V 12.3 Gy < 1cm^3$ $V 18 Gy < 0.1cm^3$
Cóclea	$D_{max} < 9 Gy$	$D_{max} < 14 Gy$	$D_{max} < 25 Gy$
Nervio Óptico	$D_{max} < 10 Gy$ $V 8 Gy < 0.1cm^3$	$D_{max} < 15 Gy$	$D_{max} < 17.4 Gy$ $D 0.1 cm^3 < 15 Gy$
Cristalino	$D_{max} < 7 Gy$	$D_{max} < 7 Gy$	$D_{max} < 7 Gy$
Ojo	$V 8 Gy < 0.1cm^3$ $D_{max} < 10 Gy$	$D_{max} < 7 Gy$	$D_{max} < 32 Gy$ $V 27 Gy < 0.5cm^3$
Quiasma Óptico	$D_{max} < 10 Gy$ $V 8 Gy < 0.1cm^3$	$D_{max} < 10 Gy$ $V 8 Gy < 0.1cm^3$	$D_{max} < 10 Gy$ $V 8 Gy < 0.1cm^3$

En resumen, el Histograma Dosis-Volumen (DVH) es una herramienta esencial en la planificación y evaluación de tratamientos de radioterapia. Proporciona información detallada sobre la distribución de

dosis de radiación en relación con el volumen de tejido irradiado, permitiendo una planificación precisa y personalizada del tratamiento. El uso adecuado del DVH mejora la efectividad del tratamiento al maximizar la cobertura del tumor y minimizar la toxicidad en los tejidos sanos circundantes.

3.4.3 Índice de Paddick

Paddick Propuso un índice de conformidad alternativo para comparar la calidad de un plan, el cual se define como [73], [74]:

$$IC_{Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV \times PIV} \quad (Ec\ 25)$$

donde:

- TV: Volumen blanco.
- TV_{PIV} : Volumen blanco cubierto por la isodosis de prescripción.
- PIV: Volumen total cubierto por la isodosis de prescripción.

Estos datos se obtienen a partir del Histograma Dosis-Volumen (DVH).

El índice de Paddick también se puede escribir en términos de RTOG de la siguiente forma:

$$IC_{Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV^2 \times IC_{RTOG}} \quad (Ec\ 26)$$

A continuación, se presentan las tolerancias para el índice de Paddick:

Tabla 3 Tolerancias del índice de Paddick

$IC_{Paddick}$	Observación
$IC_{Paddick} = 1$	El tratamiento es considerado como ideal.
$0.8 < IC_{Paddick}$	El tratamiento es aceptado
$IC_{Paddick} < 0.8$	El tratamiento es no aceptado

3.4.4 Dosis de Campo Pequeño

La dosis en campo pequeño es un aspecto crítico en radioterapia, especialmente cuando se tratan tumores de tamaño reducido o en áreas anatómicas con restricciones de espacio. Los campos pequeños generalmente tienen dimensiones laterales de 4 cm x 4 cm o menos, lo que puede presentar desafíos en la distribución de la dosis y precisión del tratamiento[2], [3], [28], [33].

Algunos conceptos importantes relacionados con la dosis en campo pequeño incluyen:

1. Penumbra: La penumbra es la región de transición entre el área de alta dosis y el área de baja dosis en un campo pequeño. Es más pronunciada en campos pequeños debido a la difracción y dispersión de la radiación al pasar por los bordes del colimador o del propio

paciente. Reducir la penumbra es esencial para garantizar una mayor precisión en el tratamiento y minimizar la irradiación de tejidos sanos cercanos[75], [76].

2. Factor de Perturbación: En campos pequeños, los materiales cercanos al área de tratamiento pueden influir en la distribución de la dosis. Los efectos de dispersión y atenuación de la radiación en diferentes materiales pueden generar variaciones en la dosis absorbida en el tejido. Estos factores deben tenerse en cuenta para garantizar la precisión del tratamiento [75], [76].

3. Correcciones de Dosimetría: Dado que la radiación en campos pequeños puede ser altamente no uniforme, es necesario aplicar correcciones a las mediciones de dosis para tener en cuenta los efectos mencionados anteriormente. Se utilizan métodos y algoritmos avanzados para calcular la dosis absorbida en el tejido, como el uso de sistemas de planificación de tratamientos más sofisticados y simulaciones Monte Carlo [75], [76].

4. Tecnologías de Aceleradores Lineales: Los aceleradores lineales modernos incorporan técnicas específicas para mejorar la dosimetría en campos pequeños. Estas incluyen colimadores multiláminas, modulación dinámica de la intensidad (IMRT) y técnicas avanzadas de planificación para adaptar el tratamiento a la forma del tumor y los órganos circundantes [75], [76].

5. Medidas de Verificación: La dosimetría en campo pequeño requiere una verificación rigurosa para asegurar que el tratamiento se administre correctamente y que la dosis absorbida sea la planificada. Los sistemas de verificación, como los detectores de alta resolución y los sistemas de imágenes en tiempo real, ayudan a garantizar la precisión del tratamiento[75], [76].

Es esencial que la dosimetría en campo pequeño sea abordada cuidadosamente por un equipo multidisciplinario de profesionales de radioterapia, físicos médicos y dosimetristas, para proporcionar tratamientos seguros y efectivos, minimizando al máximo los efectos en los tejidos sanos y maximizando la eficacia del tratamiento contra el tumor.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Implementar un método de auditoría para su evaluación dosimétrica de campos pequeños en la parte clínica de acuerdo con el CoP TRS-483, en un hospital público de mediana y alta complejidad del sur occidente colombiano, 2023.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Adaptar un protocolo de auditoría dosimétrica para el Hospital Universitario del Valle “HUV”, basado en el CoP TRS-483 para haces de campo pequeño.
2. Establecer una prueba End to End como modelo de auditoría para campos pequeños según el CoP TRS-483.
3. Establecer los niveles de acción a partir de los resultados de la auditoría dosimétrica de campos pequeños basados en el CoP TRS-483.

5 METODOLOGÍA

5.1 TIPO DE ESTUDIO

Se realizó un estudio de cohorte descriptivo retrospectivo, el cual se basa en los registros de planeación de tratamiento de pacientes con lesiones intracraneales de SRS tratados en el servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” durante el año 2022 y 2023.

5.2 ÁREA DE ESTUDIO

El estudio se realizó en el área de Física Médica en Radiocirugía, y auditoría de procesos del servicio de Radioterapia, específicamente pacientes con lesiones intracraneales de SRS, los cuales fueron tratados en este Servicio del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” ubicado en la ciudad de Cali.

5.3 POBLACIÓN Y MUESTRA

5.3.1 Población Objetivo

Se utilizaron los registros de planeaciones de Radiocirugía de pacientes con lesiones intracraneales que recibieron tratamiento de radioterapia externa utilizando el equipo TrueBeam® en el Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle "Evaristo García E.S.E.". Los datos que se utilizaron fueron extraídos de la agenda de programación de TrueBeam del sistema de almacenamiento de información ARIA-ECLIPSE.

5.3.2 Población de Estudio

La población de estudio fue el 100% de los registros de las planeaciones de radiocirugía (SRS) de pacientes que fueron tratados en el Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” desde 01 de enero del 2022 hasta el 30 de junio del año 2023 que cumplan con los criterios de inclusión y exclusión.

5.3.3 Criterios de Inclusión

Para este trabajo se utilizaron los siguientes criterios de inclusión:

- Registros de planeaciones de pacientes con tumores cerebrales.
- Planeaciones de pacientes en las cuales se hayan realizado utilizando técnica VMAT o técnica HyperArc.
- Registros de planeaciones de pacientes registradas en ARIA-ECLIPSE.
- Pacientes tratados en el Hospital Universitario del Valle.

5.3.4 Criterios de Exclusión

Para este trabajo se utilizaron los siguientes criterios de exclusión:

- Registros de planeaciones de pacientes con diagnóstico de lesiones en la parte extracraneal.
- Planeaciones de pacientes en las cuales se hayan utilizado técnicas como 3DCRT o IMRT.
- Registros de planeaciones de pacientes tratados en otra institución.
- Pacientes que se trataron en modo de implementación de SRS.

5.3.5 Muestra

Se incluyó el 100% de planeaciones de pacientes con curso SRS, que estuvieron en la agenda del software institucional de planeación de tratamientos oncológicos ARIA ECLIPSE, que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión durante el periodo comprendido desde 01 de enero de 2022 hasta el 31 de junio de 2023.

5.4 MÉTODO DE LA AUDITORÍA

El método de auditoría se realizó de la siguiente manera:

- (a) Se realiza revisión de los planes de tratamiento de la población de muestra.
- (b) Se obtiene la dosis total recibida por el target.
- (c) Se obtiene el índice de Paddick de cada lesión.
- (d) Se realiza la medición del índice gamma.
- (e) Se realiza la medición de dosis a punto.
- (f) A cada paciente se le realiza una puntuación teniendo en cuenta los constraint dependiendo del número de sesiones en que se trató.

A continuación, se detallan cada una de las etapas de la auditoría realizada:

5.4.2 Revisión de los planes de tratamiento

Se examinan los planes de tratamiento de la muestra poblacional para garantizar la correcta delimitación de todas las estructuras además que tenga los constraints adecuados dependiendo del número de sesiones.

5.4.3 Dosis total de prescripción

A partir del DVH se obtiene la dosis total que recibe el target, en este se determina que cumple al tener una dosis mayor o igual al 100%.

5.4.4 Índice de Paddick

De cada plan de tratamiento obtenemos el índice de Paddick dependiendo de la técnica utilizada:

- HyperArc: Para los planes de tratamiento realizados con esta técnica en la sección de “Dose Statistics” nos proporcionará el valor de este índice para cada lesión tratada.
- VMAT: Para los planes realizados con esta técnica se deberán crear tres dosis a volúmenes, los cuales son: La primera estructura será el volumen de la dosis de prescripción de cada lesión, la segunda estructura será el volumen de la dosis de prescripción de cada lesión a la cual se le realiza un booleano para dejar la parte que quede dentro de cada lesión y la última estructura será el volumen de la dosis de prescripción a la cual se realiza un booleano para determinar el volumen de la dosis fuera de la lesión; al tener estos volúmenes correspondientes se utiliza la ecuación 25 (Ec 25) para determinar el índice de Paddick correspondiente.

Para que un plan se determine que cumple con este criterio se ha establecido que debe ser mayor o igual a 0.80.

5.4.5 Índice gamma

Para la obtención de los diferentes criterios de índice gamma (3%, 3mm), (2%, 2mm), (1%, 2mm) y (1%, 1mm) se ha realizado mediante dos sistemas independientes los cuales son:

- Portal Dosimetry: Para el cálculo de este índice mediante Portal Dosimetry, primero se debe realizar el plan de verificación, luego se agenda para poder ser medido, después de realizar la medición en Portal Dosimetry se evalúan los diferentes criterios. (VER ANEXO 3).

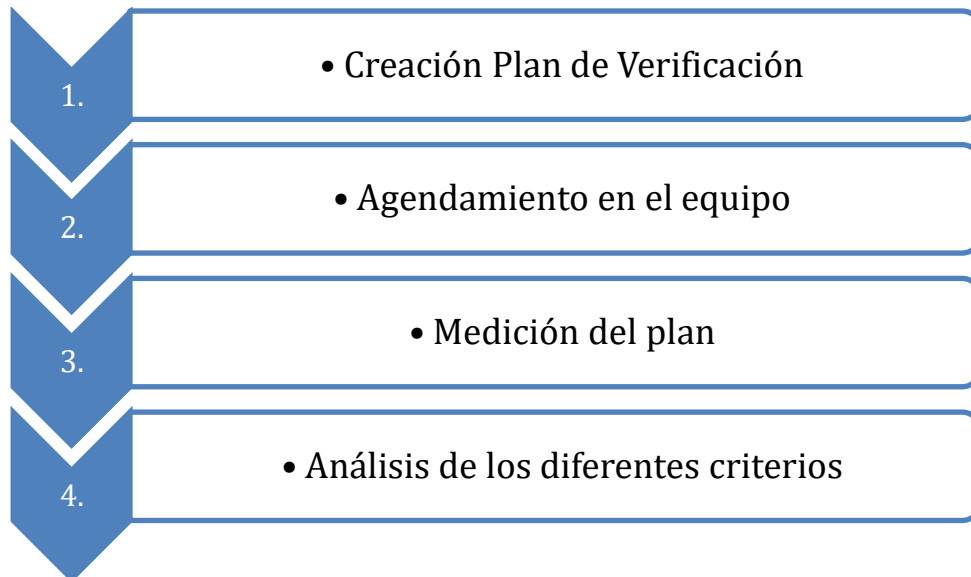


Figura 14 Flujograma para medición con Portal Dosimetry

- OCTAVIUS 4D: Para el cálculo mediante este sistema, primero debemos obtener las imágenes del Phantom para poder crear el plan verificación sobre este, luego se realiza el montaje

experimental y se realiza la medición, mediante el software Verisoft se realiza la obtención de los datos y luego la evaluación de los criterios establecidos (VER ANEXO 2)

Se estableció para que el plan de tratamiento apruebe este ítem se estableció que el índice gamma debe ser mayor del 95%.

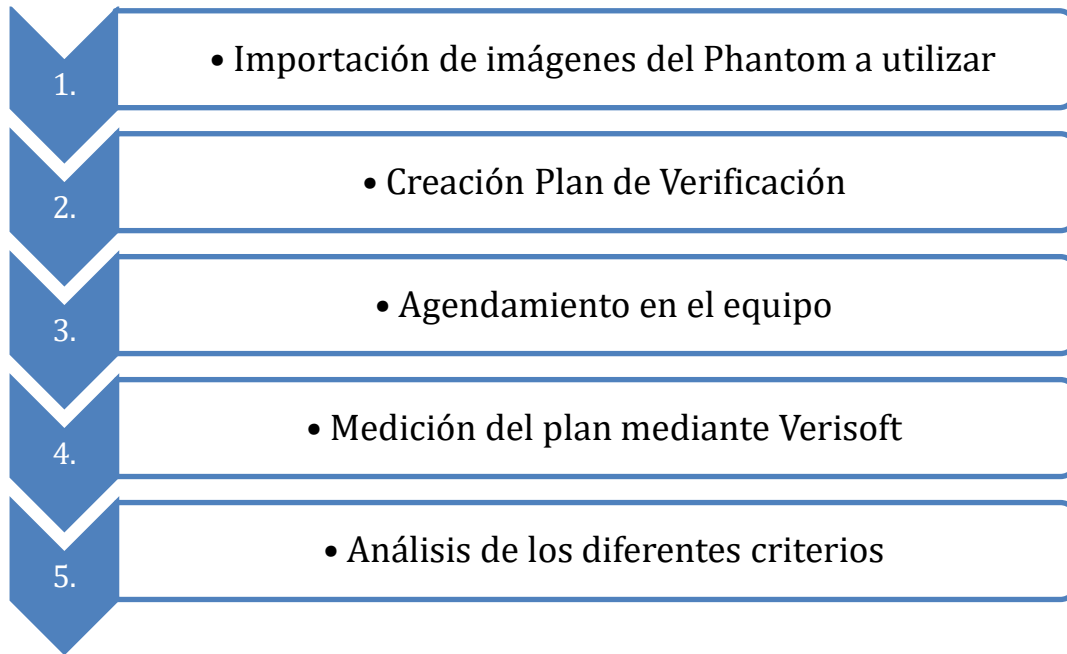


Figura 15 Flujograma para medición con OCTAVIUS 4D

5.4.6 Dosis puntual en cámara

Para el cálculo de este criterio primero se necesita las imágenes del Phantom para poder crear el plan de verificación, luego se realiza el montaje experimental para su medición, mediante el software Mephysto (TanSoft), se obtiene el valor de la carga colectada (nC), este valor adicionalmente necesita una corrección por tamaño de campo clínico (VER ANEXO 1).

Se ha determinado que la discrepancia máxima entre el valor dado por el TPS en el plan de verificación y el medido debe ser menor a 3% para que cumpla el plan de tratamiento con este ítem.

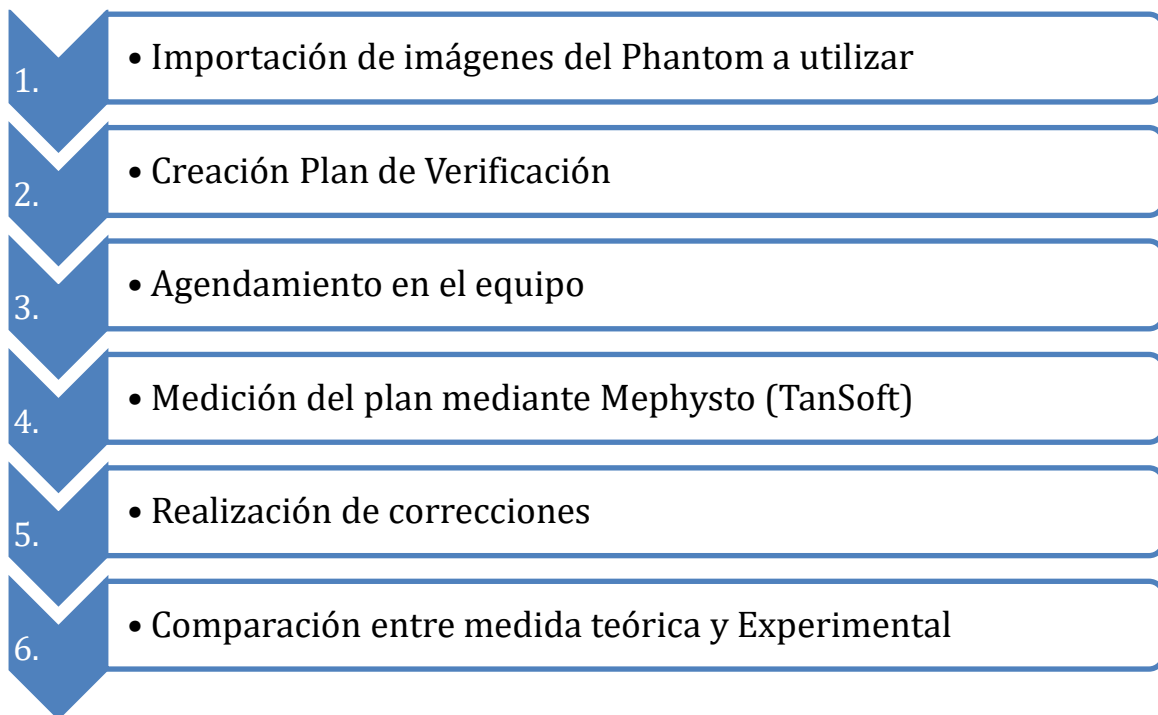


Figura 16 Flujograma para medición con detector microDiamante

5.4.7 Puntuación planes de tratamiento

Por último dependiendo del número de sesiones se realiza una puntuación para el plan de tratamiento teniendo en cuenta los constraint de la Tabla 2, para poder una puntuación de cada plan.

5.4.8 Resumen auditoría

Para evaluar la optimización de un plan de tratamiento, se ha establecido un conjunto de criterios específicos. Para pacientes con una sola lesión, se requiere que el plan cumpla con al menos 5 de los 7 criterios definidos. En el caso de pacientes con múltiples lesiones, se espera que el plan satisfaga como mínimo 4 de los 6 criterios establecidos. Esta distinción se fundamenta en la limitación de nuestro método para determinar la dosis puntual fuera del isocentro.

Se les asignará una calificación dependiendo de los criterios que cumplan:

- Para pacientes con única lesión:
 - 7 de 7: 100% (Plan ideal).
 - 6 de 7: 85.7% (Plan bueno).
 - 5 de 7: 71.4% (Plan aceptable).
 - Si cumple con 4 o menos el plan será rechazado.
- Para pacientes con múltiples lesiones:
 - 6 de 6: 100% (Plan ideal).

- 5 de 6: 83.3% (Plan bueno).
- 4 de 6: 66.6% (Plan Aceptable)
- Si cumple con 3 o menos el plan será rechazado.

Para evaluar la optimización de un plan de tratamiento, se determinará un resultado "Aceptado" o "Rechazado" dependiendo de si cumple con al menos 5 criterios para pacientes con una sola lesión, y al menos 4 criterios para pacientes con múltiples lesiones.

5.5 VARIABLES

A continuación, se describen las variables a utilizar en este estudio.

5.5.1 Variables Dependientes

Variable	Definición	Valor	Tipo de Variable
Adherencia del protocolo	<p>Se considera que se adhiere al protocolo cuando: Cumple al menos 5 de 7 de los criterios categorizados como implementación de protocolo para pacientes con única lesión y para pacientes con varias lesiones debe cumplir al menos 4 de 6 de los criterios.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Cumple el Índice Gamma. <ul style="list-style-type: none"> - $\gamma(1,1)$ - $\gamma(2,1)$ - $\gamma(2,2)$ - $\gamma(3,3)$ • Cumple Dosis Total de Prescripción. • Cumple Dosis puntual en cámara. • Cumple Índice de Paddick. 	1. SI 2. NO	Cualitativa nominal Dicotómica.

5.5.2 Variables Independientes

Categoría	Variable	Definición	Valor	Tipo de Variable	Método de Recolección
Demográficas	Edad	Edad al inicio del tratamiento	Números enteros positivos (1, 2, 3, ...)	Cuantitativa discreta	Sistema Aria Historia Clínica
	Sexo	Sexo al nacer	1. Femenino 2. Masculino	Cualitativa Dicotómica	Sistema Aria
	Diagnóstico	Diagnóstico primario según médico tratante	1. C509 2. D352 3. C349	Cualitativa Nominal Politómica	Historia Clínica

Categoría	Variable	Definición	Valor	Tipo de Variable	Método de Recolección
			4. D433 5. Otros		
	Número de lesiones tratadas	Número de lesiones que fueron tratadas en SRS	1. Una Lesión 2. Dos lesiones 3. Tres Lesiones 4. Cuatro Lesiones 5. Cinco Lesiones 6. Más de Cinco Lesiones	Cualitativa Ordinal Politómica	Eclipse
	Técnica	Técnica con la cual fue tratado el paciente	1. HyperArc 1.1 Coplanar 1.2 No Coplanar 2. VMAT 2.1 Coplanar 2.2 No Coplanar 3. Otro	Cualitativa Nominal Politómica	Eclipse
	Número de Sesiones	Cantidad de sesiones programadas para tratamiento	1. Una Sesión 2. Tres Sesiones 3. Cinco Sesiones 4. Otro	Cualitativa Ordinal Politómica	Eclipse
	Dosis de Prescripción (cGy)	Cantidad de Dosis prescrita	1. 2100 cGy 2. 2400 cGy 3. 2700 cGy 4. 3000 cGy 5. OTRA	Cuantitativa Ordinal Politómica	Eclipse
Implementación Protocolo	1. Dosis Total de Prescripción	Cobertura del volumen tumoral clínico $D95\% \geq 100\%$	1. Cumple 2. No Cumple	Cualitativa Nominal Dicotómica	Eclipse
			Valor medido en porcentaje (%)	Cuantitativa de razón	
	2. Dosis puntual en Cámara	Discrepancia entre valor en sistema de planeación (VS) vs valor medido corregido (VM). $e = \frac{VS - VM}{VS} \times 100$	1. $e \leq 3\%$ 2. $e > 3\%$ Valor medido en porcentaje (%)	Cuantitativa de razón	Software Mephysto mc^2

Categoría	Variable	Definición	Valor	Tipo de Variable	Método de Recolección
	3. Índice Gamma	Prueba para evaluar la calidad de una planeación, usando la distribución de dosis tridimensional. $\gamma(1,1)$, $\gamma(2,1)$, $\gamma(2,2)$.	1. Cumple 2. No Cumple	Cualitativa Nominal Dicotómica	Software Verisoft
			Valor medido en porcentaje (%)	Cuantitativa de razón	
	4. Índice Paddick	Prueba para evaluar la conformidad de un plan de tratamiento en función de la isodosis de prescripción. Tabla 3	1. Cumple 2. No Cumple	Cualitativa Nominal Dicotómica	Eclipse
			Número racional positivo	Cuantitativa de razón	

5.6 RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

La información para el trabajo fue recolectada de la agenda de programación de los pacientes que se trataron en el servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E”., desde el 01ENE2022 hasta 31JUN2023 los cuales se encuentran en el software Aria Medical System, mediante los registros de planeaciones de Radiocirugía de pacientes con lesiones intracraneales que recibieron tratamiento de radioterapia externa utilizando el equipo TrueBeam®, los datos serán organizados y registrados en una base de datos para determinar el tamaño de la muestra; además para la obtención de los datos demográficos serán recolectados de la historia clínica de cada paciente, manteniendo su respectiva confidencialidad al asignarles un código, esta información será diligenciada en el Anexo N°1, con respecto a los datos de los registros de planeaciones para el análisis de la categoría denominada como “Implementación de Protocolo” se obtendrán de ARIA-ECLIPSE y también serán consignados en el Anexo N°1, para su respectivo análisis; toda la información será recolectada por el investigador principal y todos los datos ya mencionados anteriormente se registrarán y organizarán en las instalaciones del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E”.

5.7 PLAN DE ANÁLISIS

Dentro de las Variables Independientes se encuentra la categoría identificada como Demográficas, entre las cuales se encuentran: Edad, sexo, número de lesiones tratadas, volumen de las lesiones, número de sesiones y técnicas con la que se trató; estas variables están definidas para realizar la descripción general de los pacientes tratados con lesiones intracraneales; por consiguiente, se realizará

un análisis descriptivo de dichas variables; para las variables cualitativas se realizarán gráficas de frecuencia, diagramas circulares y de barras, mientras que para las variables cuantitativas y de razón se realizará un análisis estadístico de las medidas de tendencia central, las medidas de dispersión, se elaboraran histogramas y análisis a través de diagramas de cajas para determinar el comportamiento de estas variables.

Dentro de las variables categorizadas como “Implementación Protocolo”, se encuentran Dosis total de prescripción, la cual se extrae del Histograma Dosis-Volumen de las planeaciones de cada paciente; para el cálculo del Índice Gamma el cual se obtiene realizando mediciones de verificación de cada paciente, se utilizará dos sistemas, el primero es Portal Dosimetry y el segundo es con el simulador físico Octavius® 4D QA Phantom y Octavius detector 1600 SRS de PTW, Friburgo, Alemania y posteriormente su respectivo análisis con el software VeriSoft; Dosis puntual en cámara la cual se obtiene realizando la medición con el simulador físico RUBY® Modular QA Phantom, detector microDiamante y cámaras de ionización todo de PTW, Friburgo, Alemania y por último el Índice de Paddick la cual se obtiene de las planeaciones de cada paciente por medio del Histograma Dosis-Volumen, todos estos datos son obtenidos para determinar la adherencia al protocolo, el cual se ha establecido que es necesario que cumplan 5 de 7 criterios para pacientes con única lesión y para pacientes con múltiples se estableció que es necesario que cumplan con 4 de 6 criterios; con respecto al análisis multivariado se buscará una asociación entre las variables independientes que afecten a la variable dependiente.

5.7.1 Fortalezas y Limitaciones

Fortalezas: Este trabajo de investigación tiene como finalidad garantizar que la entrega de dosis de prescripción en un tratamiento a un paciente sea de la más alta calidad posible, teniendo en cuenta que en radioterapia es de gran importancia lograr la mayor exactitud posible entre la dosis prescrita y la suministrada al volumen blanco, así como la protección a los tejidos sanos, además, así poder brindar a los pacientes la confianza de que sus tratamientos serán ejecutados con la máxima precisión.

Limitaciones: Considerando que la radiocirugía es un tratamiento que se implementó hace poco tiempo en el hospital, el número de pacientes que se trataron durante el periodo establecido es algo limitado, lo que implica que el tamaño de muestra sea pequeño.

Uno de los factores limitantes más evidentes en el desarrollo del trabajo de investigación es el alto flujo de pacientes dentro del servicio de Radioterapia, ya que, implica que la agenda del equipo sea bastante saturada, limitando el tiempo disponible para realizar las pruebas requeridas en el equipo, por lo tanto, el tiempo para el desarrollo del trabajo es prolongado.

Control de sesgos: Sesgos de información que será controlado eliminando los registros que se encuentren con gran cantidad de valores faltantes, garantizando así que los resultados reflejen la población de estudio.

5.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

El estudio fue llevado a cabo en el Hospital Universitario del Valle "Evaristo García E.S.E." en la ciudad de Cali, siguiendo la Resolución No. 8430 de octubre de 1993 del Ministerio de Salud de

Colombia, que establece las normas para la investigación en salud. De acuerdo con el Artículo 11 de la Resolución 008430/93 que dice “...estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participan en el estudio, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios y otros en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de su conducta...” esta investigación se consideró como investigación con Riesgo Mínimo. [77].

El proyecto fue aprobado por el Comité de Ética del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E.S.E. (ver ANEXO 4) el 26 de febrero del 2024.

5.8.1 Conflicto de Interés

El investigador principal manifiesta realizar su práctica hospitalaria en la institución en donde se realizará la investigación y el segundo investigador es personal activo del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E.S.E.

6 RESULTADOS, ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

Como resultado de la población objeto del trabajo se encontraron 41 pacientes tratados con radiocirugía intracraneal, como población de estudio fueron 29 pacientes de los cuales después de evaluar los criterios de inclusión y exclusión quedaron un total de 21 pacientes, estos pacientes fueron tratados mediante las técnicas VMAT o HyperArc. De estos pacientes, 6 pacientes corresponden a pacientes masculinos y 15 pacientes corresponden a pacientes femeninos; la media de edad de todos los pacientes tratados fue de 52 *DE*[14] años.

6.1 VARIABLES DEMOGRÁFICAS

En la Figura 17, se presenta la distribución de los pacientes según su rango de edad y por género, en la cual se puede observar que entre los 0 y 19 años no se encuentra ningún paciente tratado, entre el rango de 20 – 39 años se encuentran 4 pacientes tratados (19%) con una edad media de 32 *DE*[2] años, entre el rango de 40 – 59 años se encuentran 10 pacientes tratados (47.6%) con edad media de 50 *DE*[7] años y entre el rango de edad de 60 años o más se encuentran 7 pacientes tratados (33.4%) con edad media de 68 *DE*[8] años.

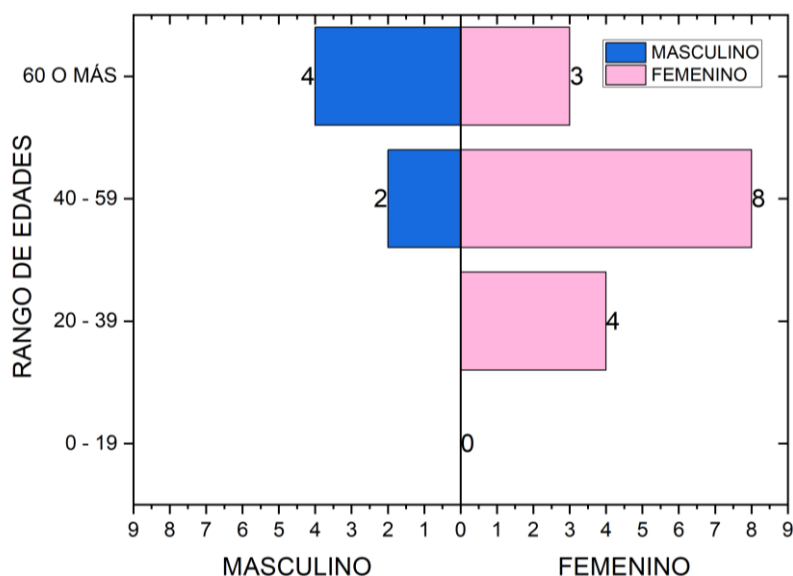


Figura 17 Rango de Edad

En la Tabla 4, se presenta la distribución de pacientes tratados con las técnicas VMAT y HyperArc, con 5 y 16 pacientes respectivamente. Se destaca que el 71.4% de los pacientes fueron tratados utilizando la técnica HyperArc. También se exhibe el número de pacientes que fueron tratados en una, tres o cinco sesiones con 5, 11 y 5 pacientes respectivamente. Por último, se detalla el número de lesiones de los pacientes tratados, siendo 14 pacientes con única lesión, 1 pacientes con dos lesiones, 1 paciente con tres lesiones, 2 paciente con cuatro lesiones y 3 pacientes con cinco lesiones o más; para un total de 47 lesiones tratadas.

En la Tabla 4, se muestran los diagnósticos primarios más tratados, como C509 (Tumor maligno de la mama parte no especificada), D352 (Tumor benigno de la hipófisis), C349 (Tumor maligno de los bronquios o del pulmón parte no especificada), D433 (Tumor de comportamiento incierto o desconocido de los nervios craneales) y otros diagnósticos.

Tabla 4 Variables Demográficas

SEXO	TOTAL	M		F		TOTAL			
		n	%	n	%	N		%	
		6	28.6	15	71.4	21		100	
TÉCNICA		n	%	n	%	M	F	n	%
	VMAT	2	9.5	3	14.3	40%	60%	5	23.8
	HyperArc	4	19.0	12	57.2	25%	75%	16	76.2
N° SESIONES		n	%	n	%	M	F	n	%
	UNA	2	9.5	3	14.3	40%	60%	5	23.8
	TRES	2	9.5	9	42.9	18.2%	81.8%	11	52.4
	CINCO	2	9.5	3	14.3	40%	60%	5	23.8
N° LESIONES DE CADA PACIENTE		n	%	n	%	M	F	n	%
	UNA	5	23.8	9	42.9	35.7%	64.3%	14	66.7
	DOS	1	4.75	0	0	100%	0%	1	4.75
	TRES	0	0	1	4.75	0%	100%	1	4.75
	CUATRO	0	0	2	9.5	0%	100%	2	9.5
	CINCO O MÁS	0	0	3	14.3	0%	100%	3	14.3
DIAGNÓSTICO		n	%	n	%	M	F	n	%
	C509	0	0	7	33.45	0%	100%	7	33.45
	D352	0	0	2	9.5	0%	100%	2	9.5
	C349	2	9.5	0	0	100%	0%	2	9.5
	D433	0	0	1	4.75	0%	100%	1	4.75
	OTROS	4	19.0	5	23.8	44.4%	55.6%	9	42.9

En la Figura 18, se exhiben las distintas dosis de prescripción (en cGy) administradas a las lesiones tratadas. Estas incluyen 2100 cGy para 3 lesiones, 2400 cGy para 11 lesiones, 2700 cGy para 18 lesiones, 3000 cGy para 6 lesiones, y otras dosis de prescripción aplicadas a 9 lesiones adicionales.

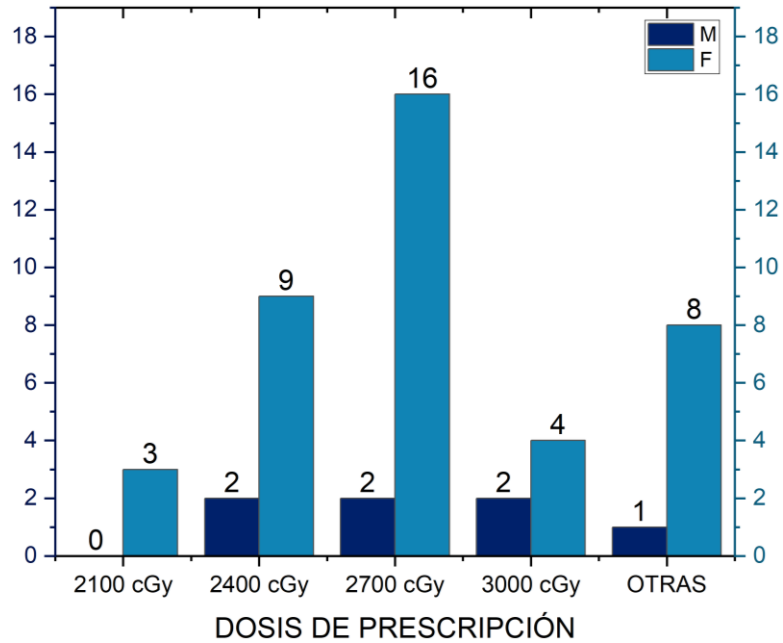


Figura 18: Dosis Total de Prescripción (cGy).

En la Figura 19, se muestran los volúmenes correspondientes para pacientes con una lesión con un volumen promedio de $12 \text{ DE}[24.05] \text{ cm}^3$, pacientes con dos lesiones con un volumen promedio de $17 \text{ DE}[14.88] \text{ cm}^3$ y pacientes los cuales cuentan con tres lesiones o más con un volumen promedio de $4 \text{ DE}[7.29] \text{ cm}^3$.

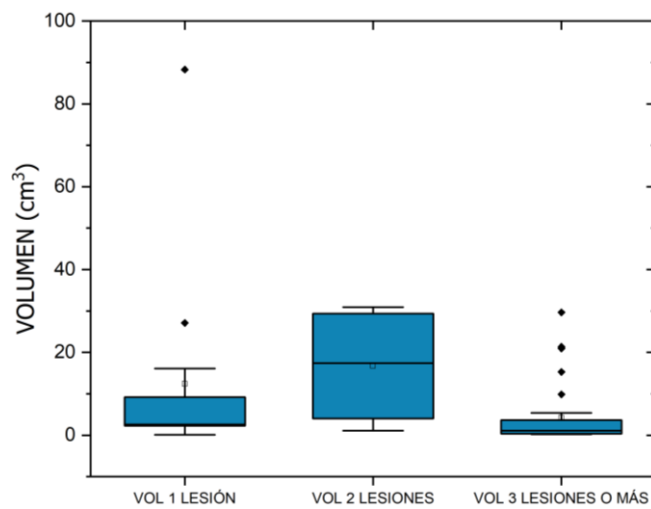


Figura 19: Volumen de las lesiones tratadas.

En la Figura 20 se presentan el número de sesiones en las que se trataron a los pacientes en orden cronológico.

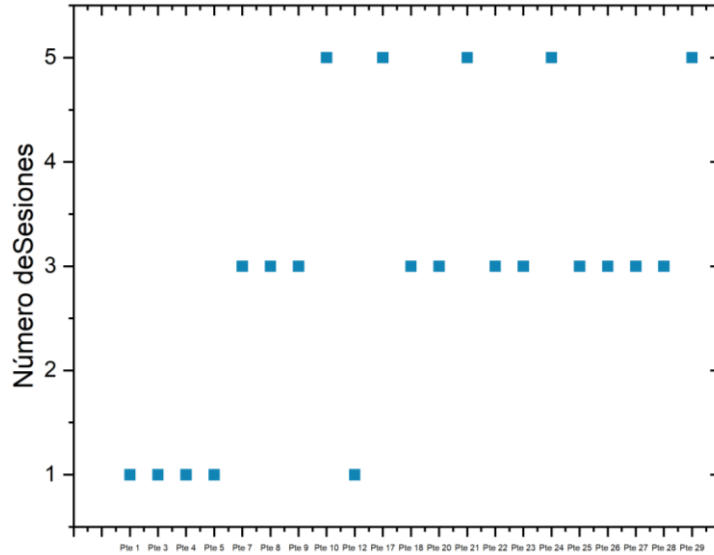


Figura 20 Número de sesiones en orden cronológico de cada paciente.

Análisis y Discusión

En la Figura 17, se destaca que el 71.4% de los pacientes sometidos a tratamiento son mujeres. Asimismo, se evidencia que el grupo más tratado corresponde a individuos en el rango de edad de 40 a 59 años, con un total de 10 pacientes, representando el 47.6% de la población de estudio.

Según datos de GLOBOCAN para el año 2022, casi la mitad, específicamente el 49.6%, de la población mundial afectada por el cáncer son mujeres[78]. En Colombia, según el Instituto Nacional de Cancerología, en el mismo año, el 42.8% de los casos se registraron en hombres, mientras que el 57.2% afectó a mujeres[79]. Mientras para el estudio el 71.4% de los pacientes fueron mujeres esto puede ser por los pocos datos del estudio.

En la Tabla 4, se evidencia que la técnica más empleada es HyperArc, abarcando el 76,2% de los casos, lo que puede sugerir su eficacia o preferencia en el tratamiento de la condición estudiada, en cuanto al número de sesiones, se destaca que el 52% de los pacientes recibieron tratamiento en tres sesiones y, por último, se evidencia que el 61.9% de los pacientes sometidos a tratamiento presentaban únicamente una lesión.

En la Tabla 4, se observa que el diagnóstico primario más prevalente corresponde al C509 (Tumor maligno de la mama en parte no especificada) representando el 33.33% del total de los casos, destacando la importancia de este tipo de afecciones en la población estudiada, esto concuerda con los datos suministrados por GLOBOCAN para el año 2022 [80], también concuerda con Cuenta de Alto Costo (CAC) que dice que el cáncer de mama fue la principal causa de cáncer en todo el mundo en 2020, según GLOBOCAN, con 2.3 millones de nuevos casos. En Colombia, entre enero de 2021 y agosto de 2022, se registraron 14,543 nuevos casos de cáncer de mama en mujeres, con una edad media de diagnóstico de 59 años[81].

En la Figura 18, se destaca que la dosis más utilizada es 2700 cGy con 18 lesiones tratadas que equivale al 38.3% del total de las lesiones. Además, la figura 18 destaca la adaptabilidad del tratamiento mediante la aplicación de dosis de prescripción variables según el número y características de las lesiones. Este enfoque individualizado es esencial para abordar la diversidad en las condiciones clínicas y garantizar resultados óptimos en el tratamiento de las lesiones.

En la Figura 19, se ofrece una representación detallada de los volúmenes de lesiones según el número de lesiones en los pacientes. La variabilidad en los volúmenes destaca la diversidad de situaciones clínicas y subraya la importancia de considerar estas diferencias al planificar y evaluar los tratamientos.

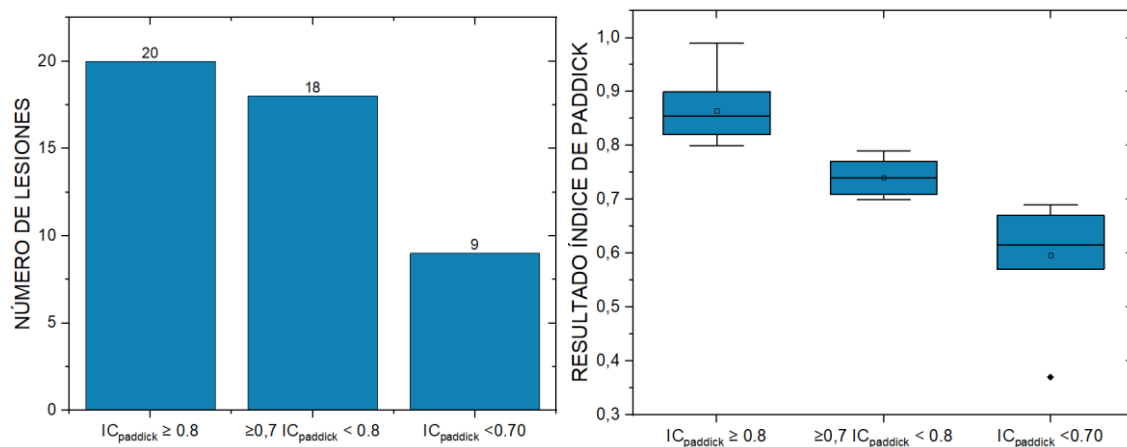
En la Figura 20 presenta una representación cronológica del número de sesiones utilizadas para tratar a los pacientes. Se destaca una tendencia clara en la que, con el transcurso del tiempo, se observa un cambio en la práctica clínica: inicialmente, los pacientes eran tratados en una sola sesión, sin embargo, con el tiempo esta estrategia fue evolucionando y se optó por realizar los tratamientos en tres y cinco sesiones. Este cambio puede sugerir una adaptación en el enfoque terapéutico, posiblemente motivado por consideraciones de curva de aprendizaje del personal encargado.

Este análisis puede ser útil para comprender la situación y orientar futuras investigaciones o prácticas clínicas.

6.2 IMPLEMENTACIÓN PROTOCOLO

6.2.1 Índice de Paddick

En la Figura 21(a), se evidencia que hay 20 lesiones con un índice de Paddick mayor a 0.8, mientras que 18 lesiones se encuentran en el rango entre 0.7 y 0.8 y 9 lesiones tienen un índice de Paddick menor a 0.7. En la Figura 21(b), se observa que la media del índice de Paddick por rango es que para un rango mayor a 0.8 es de 0.87 $DE[0.05]$, para el rango comprendido entre 0.7 y 0.8 tiene una media de 0.74 $DE[0.03]$ y para el rango menor a 0.7 tiene una media de 0.60 $DE[0.10]$. En la Figura 21(c) se observa el resultado del índice de Paddick por paciente en orden cronológico con una media general de 0.78 $DE[0.11]$.



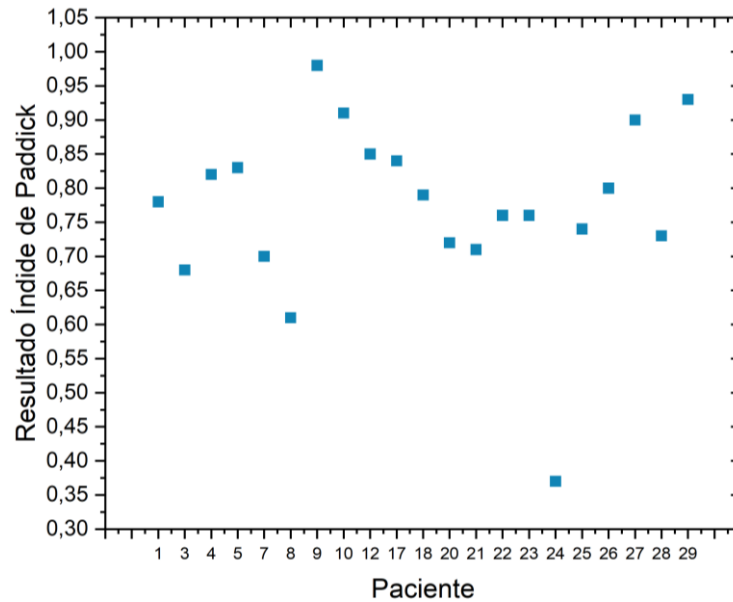


Figura 21: (a) Número de lesiones vs Índice de Paddick, (b) Resultado índice de Paddick por rangos, (c) Resultado Índice de Paddick por paciente.

Análisis y Discusión

En la Figura 21(a), se proporciona información detallada de las lesiones según diferentes rangos de índice de Paddick. La mayor proporción de lesiones, 20 en total (equivalente a 42.6%) presenta un índice superior a 0.80, lo que indica un nivel aceptable en el tratamiento, ya que valores más altos indican una mayor similitud entre las áreas de tratamiento y la anatomía objetivo.

Por otro lado, las 18 lesiones (equivalente al 38.3%) ubicadas en el rango de 0.70 a 0.80 también indican una efectividad notable del tratamiento, aunque en menor medida que las lesiones con índices superiores a 0.80. Las 9 lesiones (equivalente al 19.1%) con un índice de Paddick menor a 0.70 podrían requerir una atención adicional, ya que sugiere una menor precisión en la correspondencia entre el área de tratamiento y el área objetivo.

En la Figura 21(b), se detalla información acerca de los resultados del índice de Paddick en los diferentes rangos, para las lesiones que cumplieron con un índice de Paddick superior a 0.8 con una media de 0.86 $DE[0.05]$. Para aquellas lesiones ubicadas en el rango de 0.7 a 0.8, se registra una media de 0.74 $DE[0.03]$. Por último, para las lesiones que se sitúan por debajo del rango de aceptación, se presenta una media de 0.61 $DE[0.10]$.

En la Figura 21(c), el análisis de los resultados del Índice de Paddick a lo largo del tiempo muestra una variabilidad en los valores, con una tendencia general hacia índices más altos en fechas de tratamiento posteriores. Sin embargo, esta tendencia no es uniforme y se observan casos con índices más bajos, lo que indica que todavía hay áreas para mejorar en la consistencia y la calidad del tratamiento a lo largo del tiempo.

El análisis de estas cifras sugiere un rendimiento positivo en el tratamiento, especialmente para las lesiones con índices superiores a 0.70, aunque señala la necesidad de monitoreo más detallado, especialmente en las lesiones con índices más bajos.

6.2.2 Dosis Total de Prescripción

La Figura 22 presenta la cantidad de lesiones que alcanzaron el 100% de la dosis de prescripción, así como aquellas que lograron el 98% y el 95% de dicha dosis, con un total de 44, 2 y 1 lesión respectivamente.

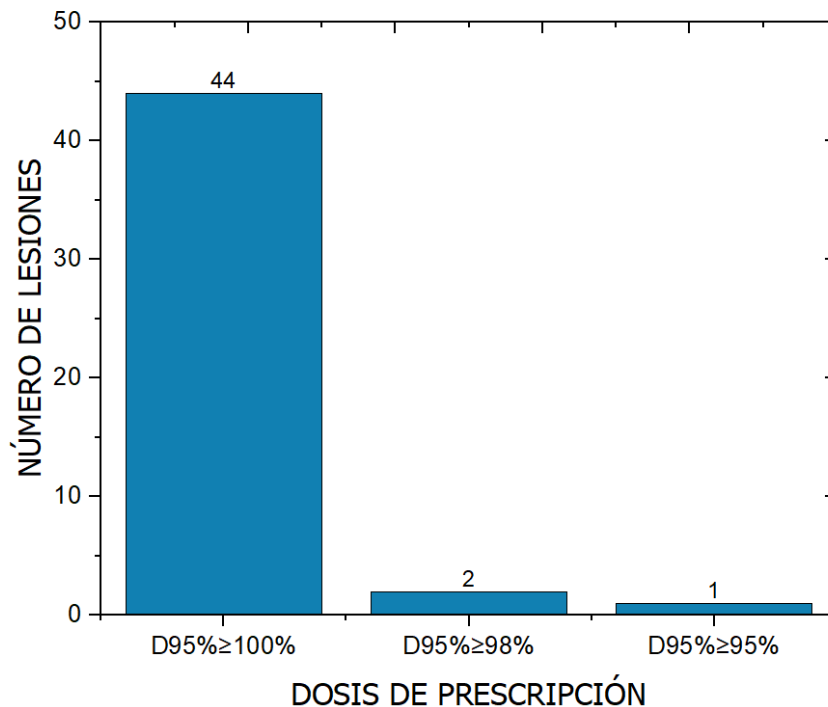


Figura 22: Cumplimiento de Dosis de prescripción según médico tratante.

Análisis y Discusión

En conjunto, la información de la Figura 22 señala de manera concluyente un elevado grado de conformidad con la dosis de prescripción; al enfocarnos en los planes que no cumplieron con el 100% de la dosis de prescripción, se puede decir que la lesión del paciente 24 no cumple con el criterio $D_{95\%} \geq 100\%$ debido a la cercanía con el tallo cerebral, esto se da ya que al cumplir con el 100% de la dosis de prescripción no cumple con el constraint $D_{max} < 3100cGy$, y al incumplir esta restricción el paciente puede tener mayor probabilidad de que se vean afectadas las funciones motoras; con respecto a las dos lesiones del paciente 3 el cual cuenta con 4 lesiones, estas lesiones no cumplen con este criterio debido al alto gradiente de dosis (152%), por lo cual se opta por realizar una normalización a la lesión que recibe mayor dosis para disminuir este gradiente, por lo que las lesiones 2 y 3 quedan con 98% y 97% respectivamente.

6.2.3 Índice Gamma

Como método principal de cálculo de este índice, se ha determinado que se utilizará el Portal Dosimetry y en caso de no poder contar con este método, se tiene establecido como segunda opción OCTAVIUS 4D de PTW.

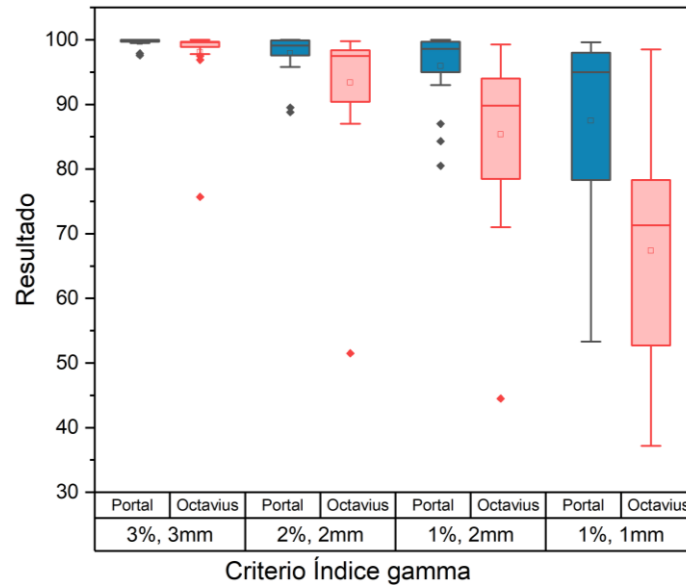


Figura 23 Resultado Índice gamma para Portal Dosimetry y Octavius 4D.

En la Figura 23, se presenta el resultado del índice gamma mediante Portal Dosimetry con un criterio (3%, 3 mm) con una media de 99.7 DE [0.6]. El resultado del criterio (2%, 2 mm) con una media de 97.9 DE [3.1]. El resultado del criterio (1%, 2 mm) con una media de 95.9 DE [5.5]. El resultado del criterio (1%, 1 mm) con una media de 87.5 DE [14.7].

También se presenta el resultado del índice gamma mediante OCTAVIUS 4D con un criterio (3%, 3 mm) con una media de 99.0 DE [4.3]. El resultado del criterio (2%, 2 mm) con una media de 94.5 DE [9.2]. El resultado del criterio (1%, 2 mm) con una media de 85.7 DE [17.3]. El resultado del criterio (1%, 1 mm) con una media de 66.3 DE [17.6].

Análisis y Discusión

En la Figura 23 se puede observar que los planes que cumplieron con los distintos criterios del índice gamma en Portal Dosimetry. Un 57.1% de los planes aprobaron el índice gamma (1%, 1 mm), mientras que el 76.2% cumplió el índice gamma (1%, 2 mm). Además, el 90.5% cumplió el índice gamma (2%, 2 mm) y, por último, el 100% de los planes cumplió el índice gamma (3%, 3 mm).

Al emplear el criterio estándar de 1%, 2mm, se observa una variación en las medias en comparación con otros criterios más estrictos. Por ejemplo, en relación con el criterio de 3%, 3mm, la variación es de un factor de 1.03; respecto al criterio de 2%, 2mm, la variación es de un factor de 1.02; y en comparación con el criterio de 1%, 1mm, la variación es de 0.91.

Al emplear el criterio estándar de 1%, 2mm, se observan cambios significativos en los rangos intercuartílicos en comparación con otros criterios más rigurosos. Por ejemplo, con respecto al criterio de 3%, 3mm, la variación disminuye en un factor de 0.06; en relación con el criterio de 2%, 2mm, esta variación se incrementa aún más, en un factor de 0.48; y en comparación con el criterio más estricto de 1%, 1mm, la variación se extiende considerablemente, en un factor de 4.1.

Lo que indica que cuanto más estrictos son los criterios de índice gamma, mayor es la discrepancia observada en la evaluación de la precisión de la dosimetría de radioterapia. La discrepancia puede ser atribuida a diversos factores, como la resolución del sistema de medición, la precisión en la entrega de la dosis, y la capacidad de modelado del tratamiento planificado en relación con la geometría y la dosis entregada en el paciente.

Cabe destacar que, para que un plan sea considerado aprobado, el valor del resultado del índice gamma debe superar el umbral del 95%.

Se puede observar que los planes que cumplieron con los distintos criterios del índice gamma para OCTAVIUS 4D. Un 4% de los planes aprobaron el índice gamma (1%, 1 mm), mientras que el 17% cumplió el índice gamma (1%, 2 mm). Además, el 61% cumplió el índice gamma (2%, 2 mm) y, por último, el 96% de los planes cumplió el índice gamma (3%, 3 mm).

Se observa una disminución en las medias del índice gamma a medida que se hacen más estrictos los criterios de aceptación y se reduce el tamaño del píxel. Sin embargo, las medias del índice gamma son ligeramente más altas cuando se utilizan Portal Dosimetry en comparación con OCTAVIUS 4D para cada criterio de aceptación, lo que sugiere una posible mayor precisión o sensibilidad del método Portal Dosimetry en la detección de discrepancias entre la dosis planificada y la dosis medida. Algunas causas pueden ser: diferencias en la resolución espacial o sensibilidad a pequeñas variaciones en la dosis.

Los resultados de Portal Dosimetry revelan un alto nivel de concordancia entre la dosis calculada y medida, con una media del índice gamma para el criterio (3%, 3 mm) de 99.7 DE[0.7]. Este valor cercano al 100% sugiere una excelente coincidencia y precisión en la implementación del tratamiento, indicando una calidad sobresaliente en la administración de la radioterapia. Es crucial resaltar que un significativo 76.2% de los planes ha cumplido con éxito el riguroso criterio (1%, 2 mm). Esto indica no sólo una notable aprobación de dicho criterio, a pesar de su naturaleza restrictiva, sino también que la institución ha establecido este estándar como una meta fundamental. Es importante destacar que este criterio cuenta con respaldo adicional al ser respaldado por las recomendaciones del TG-218, consolidándolo como un punto de referencia esencial en la práctica clínica.

Se nota una tendencia clara a medida que se incrementa la rigurosidad del índice gamma en OCTAVIUS 4D, la proporción de planes que cumplen con los criterios disminuye significativamente. Esta observación subraya la necesidad de implementar un plan de mejora en este aspecto.

6.2.4 Dosis Puntual en Cámara

En la Tabla 5, se presenta la discrepancia entre los valores teóricos vs valores medidos con la debida corrección por tamaño de campo clínico para pacientes con única lesión, siguiendo las

recomendaciones del CoP TRS-483, cabe resaltar que para nuestro método no fue posible determinar la dosis fuera del isocentro para pacientes con varias lesiones.

Tabla 5 Discrepancia entre la dosis puntual medida vs dosis puntual teórica.

Código Paciente	Volumen de la lesión (cm³)	Dosis Teórica (Gy)	Dosis Medida (Gy)	Discrepancia (%) en Tolerancia ≤ 3%
4	2.84	22.00	21.92	0.38
7	2.33	6.99	7.18	2.76
9	7.00	7.81	7.64	2.25
10	16.1	4.46	4.58	2.50
12	1.30	20.89	21.27	1.81
21	2.31	5.15	5.04	2.10
22	2.12	7.65	7.69	0.45
23	3.58	8.33	8.19	1.74
24	0.09	6.27	6.54	4.35
25	2.60	7.70	7.53	2.31
26	9.20	11.32	10.99	2.90
27	27.09	8.28	8.19	1.17
28	2.58	7.48	7.36	1.60
29	88.27	5.07	5.15	1.65

Análisis y Discusión

En la Tabla 5, se evidencia que el 92.8% de los pacientes que presentaron una sola lesión se encontraron dentro del umbral de acción establecido del 3% de discrepancia con respecto a la dosis planificada en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS). Estos resultados sugieren que la dosis administrada por el equipo es coherente con la dosis prevista, considerando las pautas proporcionadas por el CoP TRS-483.

El 7.2% de los casos que no cumplieron con este criterio corresponden al paciente con el código 24. Este porcentaje puede atribuirse, en parte, a la naturaleza de la lesión. Dado el pequeño volumen y la ubicación cercana al tallo cerebral, la planificación del tratamiento pudo haber sido afectada. Además, aspectos como la forma específica de la lesión también pueden haber contribuido a esta discrepancia en el cumplimiento de los resultados esperados.

Además, cabe resaltar que estos hallazgos respaldan la eficacia y precisión del equipo utilizado en la administración de tratamientos, ya que la gran mayoría de los pacientes se sitúan dentro del rango aceptable de variación. Es importante destacar que mantener la coherencia entre la dosis planificada y la dosis entregada es crucial y de vital importancia para garantizar la eficacia terapéutica y minimizar posibles efectos secundarios.

6.2.5 Resumen Auditoria

En la Tabla 6, se presenta el resumen de la auditoría realizada teniendo en cuenta las variables de la categoría “Implementación Protocolo” para así poder determinar la variable “Adherencia al protocolo”.

Tabla 6 Resumen protocolo

Cod. Paciente	Dosis Total de Prescripción > 100%	Dosis puntual en cámara	PORTAL DOSIMETRY				Índice de Paddick	Adherencia al protocolo
			Índice gamma 1%,1mm	Índice gamma 1%,2mm	Índice gamma 2%,2mm	Índice gamma 3%,3mm		
1	SI	//	NO	SI	SI	SI	NO	SI
3	SI	//	NO	NO	SI	SI	NO	NO
4	SI	SI	NO	SI	SI	SI	SI	SI
5	SI	//	NO	NO	NO	SI	SI	NO
7	SI	SI	SI	SI	SI	SI	NO	SI
8	SI	//	SI	SI	SI	SI	NO	SI
9	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
10	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
12	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
17	SI	//	NO	SI	SI	SI	SI	SI
18	SI	//	NO	NO	SI	SI	NO	NO
20	SI	//	NO	SI	SI	SI	NO	SI
21	SI	SI	SI	SI	SI	SI	NO	SI
22	SI	SI	SI	SI	SI	SI	NO	SI
23	SI	SI	SI	SI	SI	SI	NO	SI
24	NO	NO	SI	SI	SI	SI	NO	NO
25	SI	SI	SI	SI	SI	SI	NO	SI
26	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
27	SI	SI	NO	SI	SI	SI	SI	SI
28	SI	SI	NO	SI	SI	SI	NO	SI
29	SI	SI	NO	NO	SI	SI	SI	SI

En la Figura 24 se presentan los datos obtenidos por número de criterios cumplidos para pacientes con única lesión.

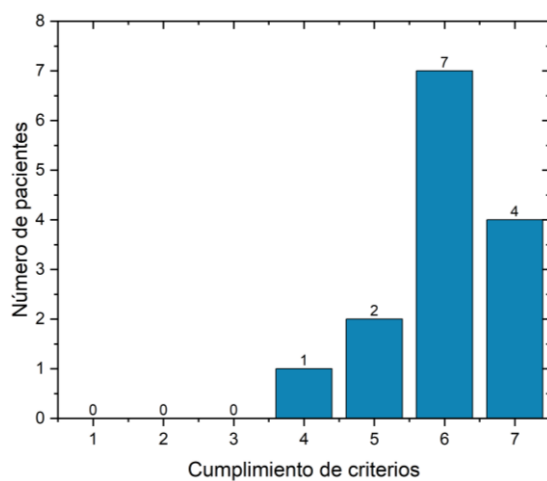


Figura 24 Número de criterios aprobados por pacientes con única lesión

En la Figura 25 se presentan los datos obtenidos por número de criterios cumplidos para múltiples lesiones.

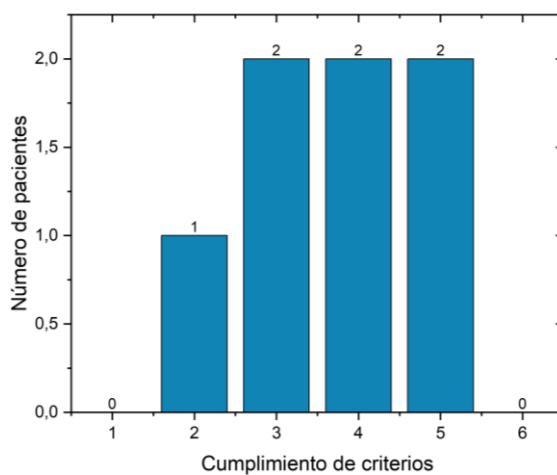


Figura 25 Número de criterios aprobados por pacientes con múltiples lesiones

En la Figura 26 se muestran cuantos planes de tratamiento se adhieren o no al protocolo teniendo en cuenta el cumplimiento del número de criterios establecidos.

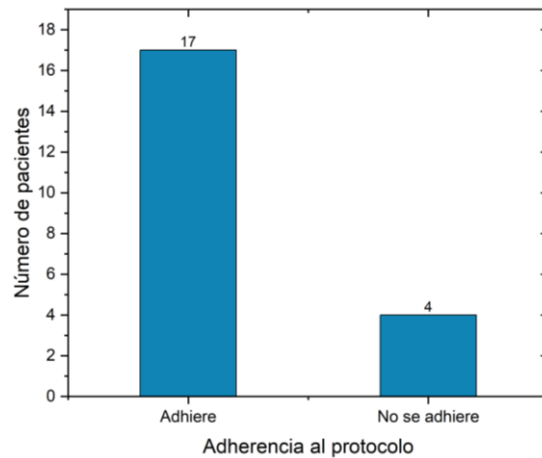


Figura 26 Número de pacientes que se adhieren al protocolo

Análisis y Discusión

En la Tabla 6 se observa un análisis global revela que el 81% de los pacientes cumplen con los requisitos mínimos para la adherencia al protocolo, indicando un panorama general positivo y sugiriendo que la mayoría de los planes de tratamiento siguen con las directrices establecidas.

Se observan puntos positivos destacables, evidenciando en pacientes específicos como el número 9, 10, 12 y 26 quienes demuestran cumplimiento en todas las variables evaluadas, lo que sugiere una adherencia completa al protocolo.

Sin embargo, también se identifican áreas de mejora, con pacientes como el número 3, 5, 18 y 24 que no cumplen con múltiples criterios y no se adhieren al protocolo. Se destaca que el índice de Paddick muestra un área de menor cumplimiento en general, señalando la necesidad de atención específica en esta variable.

Los pacientes 3, 5, 18 y 24 muestran discrepancias en varios aspectos clave de los criterios de evaluación. El paciente 3 no cumple con los criterios de índice gamma (1%, 1mm) y (1%, 2mm), así como con el índice de Paddick. Similarmente, el paciente 5 presenta deficiencias en los índices gamma (1%, 1mm), (1%, 2mm) y (2%, 2mm). Por otro lado, el paciente 18 no satisface los criterios de índice gamma (1%, 1mm), (1%, 2mm) y el índice de Paddick. Finalmente, el paciente 24 no alcanza la dosis de prescripción requerida, la dosis puntual en cámara y el índice de Paddick.

La afirmación de que el 81% de los pacientes cumplen con los requisitos mínimos indica una conciencia de la necesidad de mejora continua. En este sentido, se sugiere que conocer las estrategias o acciones específicas planeadas para mejorar la adherencia en los casos donde no se cumple sería beneficioso para optimizar los resultados.

Finalmente, se subraya la importancia de mejorar la adherencia al protocolo para proporcionar la mejor atención posible a los pacientes que acuden a la institución. Este énfasis destaca la relevancia crítica de estos esfuerzos en términos de garantizar la calidad de la atención brindada. En resumen, la tabla proporciona una visión detallada de la adherencia al protocolo, identificando áreas de cumplimiento y

resaltando la necesidad de esfuerzos continuos para mejorar la calidad de la atención ofrecida a los pacientes.

6.2.6 Puntaje de los planes de tratamiento

Asimismo, se asigna un puntaje con el fin de evaluar el nivel de cumplimiento de los constraints para los planes de tratamiento en diferentes sesiones de los pacientes, ya sea en una, tres o cinco sesiones. En la tabla 7, 8 y 9 detallan la métrica empleada para la evaluación de estos planes de tratamiento según la cantidad de sesiones realizadas, este puntaje tiene en cuenta lo que son órganos a riesgo (OAR) y volúmenes blancos (PTVs).

Tabla 7 Puntuación para una sesión

UNA SESIÓN							
PARÁMETROS			IDEAL	ACEPTABLE	PUNTAJE		UNIDADES
PTV	D95%	≥	100%	95%	20	0	%
BODY	DMAX	≤	145		5	0	%
CEREBRO	V1200cGy	≤	8	8.5	12	0	cm ³
TALLO CEREBRAL	DMAX	≤	1500		9	0	cGy
	V1000cGy	≤	0.1	0.3	9	0	cm ³
MEDULA	DMAX	≤	1400		9	0	cGy
	V1000cGy	≤	0.1	0.2	9	0	cm ³
NERVIO OPTICO IZQ	DMAX	≤	1000		6	0	cGy
	V800cGy	≤	0,1	0.2	6	0	cm ³
NERVIO OPTICO DER	DMAX	≤	1000		6	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	6	0	cm ³
COCLEA IZQ	DMAX	≤	900		3	0	cGy
COCLEA DER	DMAX	≤	900		3	0	cGy
CRISTALINO DER	DMAX	≤	700		1	0	cGy
CRISTALINO IZQ	DMAX	≤	700		1	0	cGy
OJO IZQ	DMAX	≤	1000		3	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	3	0	cm ³
OJO DER	DMAX	≤	1000		3	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	3	0	cm ³
QUIASMA	DMAX	≤	1000		9	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	9	0	cm ³

Tabla 8 Puntuación para tres sesiones

TRES SESIONES							
			IDEAL	ACEPTABLE	PUNTAJE		UNIDADES
PTV	D95%	≥	100%	95%	20	0	%
BODY	DMAX	≤	145		5	0	%

CEREBRO	V1800cGy	≤	26	30	12	0	cm ³
	V2100cGy	≤	21		12	0	cm ³
	V2300cGy	≤	5	7	12	0	cm ³
TALLO CEREBRAL	DMAX	≤	1800	2300	9	0	cGy
	V1590cGy	≤	0.5		9	0	cm ³
MEDULA	DMAX	≤	2030	2250	9	0	cGy
	V1230cGy	≤	1	1.2	9	0	cm ³
	V1800cGy	≤	0.1	0.3	9	0	cm ³
NERVIO OPTICO IZQ	DMAX	≤	1500	2000	6	0	cGy
NERVIO OPTICO DER	DMAX	≤	1500	2000	6	0	cGy
COCLEA IZQ	DMAX	≤	1400		3	0	cGy
COCLEA DER	DMAX	≤	1400		3	0	cGy
CRISTALINO DER	DMAX	≤	700		1	0	cGy
CRISTALINO IZQ	DMAX	≤	700		1	0	cGy
OJO IZQ	DMAX	≤	700		3	0	cGy
OJO DER	DMAX	≤	700		3	0	cGy
QUIASMA	DMAX	≤	1000		9	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	9	0	cm ³

Tabla 9 Puntuación para cinco sesiones

CINCO SESIONES							
			IDEAL	ACEPTABLE	PUNTAJE		UNIDADES
PTV	D95%	≥	100%	95%	20	0	%
BODY	DMAX	≤	145		5	0	%
CEREBRO	D10 CC	≤	3000		12	0	cGy
	D0.1 CC	≤	3350		12	0	cGy
	D20 CC	≤	2400		12	0	cGy
	D16 CC	≤	2500		12	0	cGy
TALLO CEREBRAL	D0.5 CC	≤	2300		9	0	cGy
	DMAX	≤	3000		9	0	cGy
MEDULA	DMAX	≤	2030	2250	9	0	cGy
	V1230cGy	≤	1	1.2	9	0	cm ³
	V1800cGy	≤	0.1	0.3	9	0	cm ³
NERVIO OPTICO IZQ	D0.1 CC	≤	1500		6	0	cGy
	DMAX	≤	1740		6	0	cGy
NERVIO OPTICO DER	D0.1 CC	≤	1500		6	0	cGy
	DMAX	≤	1740		6	0	cGy
CRISTALINO IZQ	DMAX	≤	700		1	0	cGy
CRISTALINO DER	DMAX	≤	700		1	0	cGy

CINCO SESIONES							
OJO IZQ	D0.5 CC	≤	2700	2900	3	0	cGy
OJO DER	D0.5 CC	≤	2700	2900	3	0	cGy
QUIASMA	DMAX	≤	1000		9	0	cGy
	V800cGy	≤	0.1	0.2	9	0	cm ³

En la Figura 27 se muestra los puntajes obtenidos de acuerdo con el número de sesiones en que se trató a los pacientes, la puntuación para planes de tratamientos realizados en una sesión con una media de 91.5 *DE*[6.29], valores máximos y mínimos de 100 y 86.42 respectivamente. La puntuación para planes de tratamientos realizados en tres sesiones con una media de 92.3 *DE*[5.36], valores máximos y mínimos de 99.8 y 76. La puntuación para planes de tratamientos realizados en cinco sesiones con una media de 91.4 *DE*[6.40], valores máximos y mínimos de 100 y 71.43.

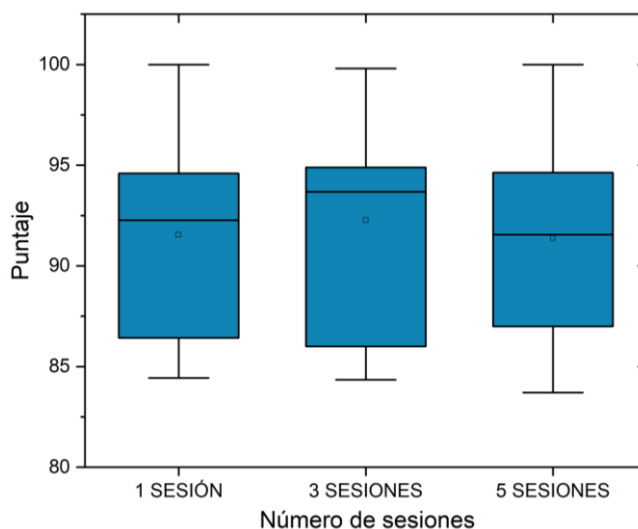


Figura 27 Puntaje de los planes de tratamiento según el número de sesiones

Análisis y Discusión

En la Figura 27, se presentan los puntajes obtenidos por los planes de tratamiento a lo largo de las diversas sesiones. Este conjunto de datos es fundamental para evaluar la calidad de los planes de tratamiento implementados, y los resultados destacan la alta calidad observada en los planes destinados a los pacientes tratados.

Adicionalmente, se puede concluir que la consistencia en los puntajes a lo largo de las diferentes sesiones refleja una estabilidad en la calidad de los planes a lo largo del tiempo. Esta coherencia es indicativa de un enfoque constante de mejoría en la planificación y ejecución de los tratamientos.

Asimismo, la presencia de puntajes consistentemente elevados sugiere una efectividad sostenida en la aplicación de los protocolos y las directrices establecidas. Este hecho refuerza la confianza en la atención proporcionada a los pacientes, respaldando la idea de que los planes de tratamiento han sido diseñados y ejecutados con precisión y meticulosidad.

Se anticipa que, en estudios futuros, los valores obtenidos se sitúen dentro de los rangos establecidos, lo que indica una mejora en la consistencia de los planes de tratamiento. Además, se espera observar una reducción en la variabilidad de los planes, lo que se traduciría en una disminución gradual de los rangos. Este fenómeno sugeriría una mayor precisión en la optimización de los tratamientos.

7 CONCLUSIONES


- La auditoría dosimétrica de campos pequeños implica una evaluación de los resultados obtenidos durante el tratamiento. Este enfoque en la dosimetría asegura una medición precisa de las dosis administradas, crucial para la eficiencia del tratamiento y la seguridad del paciente.
- La adherencia a la dosis de prescripción destaca la eficacia general del tratamiento, indicando que los procedimientos implementados han sido exitosos en alcanzar los objetivos de dosificación establecidos.
- La implicación de una prueba End to End como modelo de auditoría proporciona un enfoque integral que abarca todo el proceso, desde la planificación hasta la administración del tratamiento. Esto asegura una evaluación completa de la cadena de tratamiento y destaca áreas específicas que podrían necesitar atención.
- El enfoque en campos pequeños es esencial, ya que estos presentan desafíos particulares en términos de precisión y uniformidad de la dosis. La adaptación de un protocolo específico para el Hospital Universitario del Valle para haces de campo pequeño asegura que la calidad sea optimizada para las condiciones específicas del hospital.
- La variabilidad creciente en la media del índice gamma con criterios más estrictos en Portal Dosimetry, especialmente en (1%, 1 mm), sugiere la posibilidad de mayores desafíos en la implementación de la radioterapia con una alta resolución espacial. Sin embargo, incluso con criterios más exigentes, el índice gamma sigue siendo relativamente alto, indicando una calidad generalmente buena del tratamiento.
- La identificación de la relación inversa entre la rigurosidad del índice gamma y la tasa de aprobación utilizando OCTAVIUS 4D sugiere áreas específicas que podrían beneficiarse de ajustes y optimizaciones. Esto no solo contribuirá a cumplir con los estándares institucionales, sino que también respaldará la calidad y consistencia en la aplicación de prácticas recomendadas por el TG-218.
- La implementación de las recomendaciones del TRS-483 para campos pequeños se ha llevado a cabo de manera adecuada en la realización de una prueba End to End para el Hospital Universitario del Valle; los resultados sugieren una alineación efectiva con las pautas establecidas, respaldando la integridad y precisión en los procedimientos realizados en el hospital en relación con los campos pequeños.
- Se ha establecido protocolos para las mediciones control de calidad de paciente específico utilizando Ruby Phantom, OCTAVIUS 4D y Portal Dosimetry; esta implementación proporciona un marco robusto para la realización de mediciones precisas y personalizadas, destacando el compromiso con la calidad y la atención individualizada en el ámbito clínico.
- El análisis del índice de Paddick indica un desempeño mayormente positivo en el tratamiento, esto indica una eficacia destacada en la gestión terapéutica de estas lesiones; pero a pesar de estos resultados, se destaca la necesidad de un monitoreo más detallado para las lesiones de resultado bajos de este índice; estas observaciones indican una orientación proactiva hacia la mejora continua y enfatizan la relevancia de la vigilancia para optimizar los resultados de los tratamientos.
- Los resultados del índice de Paddick proporcionan un marco integral para evaluar y perfeccionar continuamente las estrategias terapéuticas, contribuyendo así a la calidad y efectividad en la atención médica.

- Al establecerse niveles de acción y realizar auditorías, incluida pruebas End to End, permite la identificación proactiva de desviaciones y áreas de mejora. Este enfoque no solo garantiza el cumplimiento con estándares, sino que también impulsa la cultura de mejora continua en el HUV.
- La referencia al CoP TRS-384 refleja un compromiso con estándares internacionales en radioterapia. Cumplir con estos estándares proporciona coherencia y asegura que las practicas del Hospital Universitario del Valle estén alineadas con las mejores prácticas reconocidas a nivel global.
- Todos estos objetivos tienen un impacto directo en la seguridad del paciente. Establecer niveles de acción, realizar auditorías y pruebas End to End son elementos cruciales para minimizar riesgos y garantizar que los tratamientos sean seguros y efectivos.
- Este trabajo ha permitido establecer protocolos y procedimientos dosimétricos para SRS en el Hospital Universitario del Valle, basados en los resultados obtenidos.

8 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. D. Sharma, "Challenges of small photon field dosimetry are still challenging," *Journal of Medical Physics*, vol. 39, no. 3. 2014. doi: 10.4103/0971-6203.138998.
- [2] I. J. Das, G. X. Ding, and A. Ahnesjö, "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry," *Medical Physics*, vol. 35, no. 1. 2008. doi: 10.1118/1.2815356.
- [3] International Atomic Energy Agency., *Standards, applications and quality assurance in medical radiation dosimetry (IDOS) : proceedings of an International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS)*. International Atomic Energy Agency, 2011.
- [4] S. Derreumaux *et al.*, "Lessons from recent accidents in radiation therapy in France," in *Radiation Protection Dosimetry*, 2008. doi: 10.1093/rpd/ncn235.
- [5] M. M. Aspradakis *et al.*, "IPEM report 103: Small field MV photon dosimetry M.," in *International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry*, 2010.
- [6] "Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique." Accessed: Jun. 01, 2023. [Online]. Available: <https://www.irsn.fr/rapport-dexpertise/mesure-de-la-dose-absorbee-dans-les-faisceaux-de-photons-de-tres-petites>
- [7] S. Derreumaux, G. Boisserie, G. Brunet, I. Buchheit, and T. Sarrazin, "Concerns in France about the dose delivered to the patients in stereotactic radiation therapy." 2010. Accessed: May 09, 2023. [Online]. Available: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:42026544
- [8] "Missouri Hospital Reports Errors in Radiation Doses - The New York Times." Accessed: Jun. 05, 2023. [Online]. Available: <https://www.nytimes.com/2010/02/25/us/25radiation.html>
- [9] T. Kron, A. Haworth, and I. Williams, "Dosimetry for audit and clinical trials: Challenges and requirements," in *Journal of Physics: Conference Series*, Institute of Physics Publishing, 2013. doi: 10.1088/1742-6596/444/1/012014.
- [10] Anon., "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU report 24." 1987. Accessed: May 09, 2023. [Online]. Available: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:25005992
- [11] International Atomic Energy Agency., *Implementation of the international code of practice on dosimetry in radiotherapy (TRS 398) : review of testing results*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [12] P. R. Almond *et al.*, "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Med Phys*, vol. 26, no. 9, pp. 1847–1870, 1999, doi: 10.1118/1.598691.
- [13] L. Leksell, "Stereotactic radiosurgery.," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 46, no. 9, pp. 797–803, Sep. 1983, doi: 10.1136/JNPN.46.9.797.
- [14] "Radiocirugía estereotáctica (SRS/SBRT)," 2024. [Online]. Available: <https://www.radiologyinfo.org/es/info/linac>
- [15] R. Alexakhin *et al.*, "Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection Editor: J. VALENTIN, ICRP, SE-171 16 Stockholm. Sweden International Commission on Radiological Protection 200f-2m5 Members of the Main Commission of the ICRP".
- [16] "An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination Sponsored by the IAEA and AAPM." [Online]. Available: <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- [17] "An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination Sponsored by the IAEA and AAPM." [Online]. Available: <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- [18] N. P. Romo, G. Paz, C. Alonso, and J. Luis Rodríguez, "Auditorías externas de calidad en radioterapia External Quality Audits In Radiotherapy."
- [19] J. Izevska *et al.*, "Testing the methodology for dosimetry audit of heterogeneity corrections and small MLC-shaped fields: Results of IAEA multi-center studies," *Acta Oncol (Madr)*, vol. 55, no. 7, pp. 909–916, Jul. 2016, doi: 10.3109/0284186X.2016.1139180.
- [20] M. C. Pujades-Claumarchirant, C. Candela-Juan, L. Oliver-Cañamás, Á. Soriano-Cruz, J. J. Rovira-Escutia, and F. Ballester-Pallarés, "Estudio piloto de una auditoría postal dosimétrica para radioterapia en condiciones de referencia," *Revista de Física Médica*, vol. 23, no. 1, pp. 27–34, May 2022, doi: 10.37004/sefm/2022.23.1.002.
- [21] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley, 1986.

- [22] J. Boice Jr, U. J. Cooper, U. J. Lee, K. J. Lochard, F. Mettler Jr, and W. N. Bolch Hertel H Schlattl KF Eckerman J Hunt M Zankl, "Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection International Commission on Radiological Protection Members of the 2010-2013 Main Commission of the ICRP."
- [23] E. B. Podgorsak, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students."
- [24] "T. Burns K. Hohlfeld M. S. Huq T. Kanai F. Laitano V. G. Smyth S. Vynckier P. Andreo, Hugo. Palmans. Implementation of the international code of practice on dosimetry in radiotherapy trs 398: Review of testing results. (1455), 2010."
- [25] P. Andreo, "The physics of small megavoltage photon beam dosimetry," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 126, no. 2. Elsevier Ireland Ltd, pp. 205–213, Feb. 01, 2018. doi: 10.1016/j.radonc.2017.11.001.
- [26] J. Seuntjens, "On the detector response and the reconstruction of the source intensity distribution in small photon fields," 2016.
- [27] X. A. Li, M. Soubra, J. Szanto, and L. H. Gerig, "Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps," *Med Phys*, vol. 22, no. 7, pp. 1167–1170, 1995, doi: 10.1118/1.597508.
- [28] "Small Field Dosimetry Application Guide R A D I A T I O N T H E R A P Y."
- [29] J. U. Wuerfel, "DOSE MEASUREMENTS IN SMALL FIELDS," 2013.
- [30] L. Alfonso Rodolfo, "Presentación Power Point: Dosimetría en condiciones de referencia de haces de fotones de MV."
- [31] F. Crop *et al.*, "The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurement depth on perturbation factors for microionization chambers," *Phys Med Biol*, vol. 54, no. 9, pp. 2951–2969, 2009, doi: 10.1088/0031-9155/54/9/024.
- [32] R. Alfonso *et al.*, "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," *Med Phys*, vol. 35, no. 11, pp. 5179–5186, 2008, doi: 10.1118/1.3005481.
- [33] P. Francescon, S. Cora, and N. Satariano, "Calculation of k Q clin, Q msr f clin, f msr for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations," *Med Phys*, vol. 38, no. 12, pp. 6513–6527, 2011, doi: 10.1118/1.3660770.
- [34] P. Andreo and H. Benmakhlof, "Improved reference and relative dosimetry of small radiation therapy photon beams 2014:26 SSM perspective Background", [Online]. Available: www.stralsakerhetsmyndigheten.se
- [35] D. Thwaitesa, P. Scalliefb, J. W. Leer', and J. Overgaarddd3, "IR ADIDTHERAPY aO~~~~DY Quality assurance in radiotherapy European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Advisory Report to the Commission of the European Union for the 'Europe Against Cancer Programme' *, " 1995.
- [36] "IAEA-TECDOC-1151 , " 2000.
- [37] D. C. Weber, P. M. P. Poortmans, C. W. Hurkmans, E. Aird, A. Gulyban, and A. Fairchild, "Quality assurance for prospective EORTC radiation oncology trials: The challenges of advanced technology in a multicenter international setting," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 100, no. 1, pp. 150–156, Jul. 2011, doi: 10.1016/J.RADONC.2011.05.073.
- [38] D. F. Weber, "Today's Use of Haploids in Corn Plant Breeding," *Advances in Agronomy*, vol. 123, pp. 123–144, Jan. 2014, doi: 10.1016/B978-0-12-420225-2.00003-0.
- [39] S. F. Kry *et al.*, "Radiation Therapy Deficiencies Identified During On-Site Dosimetry Visits by the Imaging and Radiation Oncology Core Houston Quality Assurance Center," *International Journal of Radiation Oncology*Biolog*Physics*, vol. 99, no. 5, pp. 1094–1100, Dec. 2017, doi: 10.1016/J.IJROBP.2017.08.013.
- [40] M. Pasler, V. Hernandez, N. Jornet, and C. H. Clark, "Novel methodologies for dosimetry audits: Adapting to advanced radiotherapy techniques," 2018, doi: 10.1016/j.phro.2018.03.002.
- [41] M. Ebert *et al.*, "Comprehensive Australasian multicentre dosimetric intercomparison: Issues, logistics and recommendations," *J Med Imaging Radiat Oncol*, vol. 53, no. 1, pp. 119–131, Feb. 2009, doi: 10.1111/J.1754-9485.2009.02047.X.
- [42] C. H. Clark *et al.*, "Radiotherapy dosimetry audit: Three decades of improving standards and accuracy in UK clinical practice and trials," *British Journal of Radiology*, vol. 88, no. 1055, p. 20150251, Sep. 2015, doi: 10.1259/BJR.20150251/ASSET/IMAGES/LARGE/BJR.20150251.G001.JPEG.
- [43] E. Miles and K. Venables, "Radiotherapy Quality Assurance: Facilitation of Radiotherapy Research and Implementation of Technology," *Clin Oncol*, vol. 24, no. 10, pp. 710–712, Dec. 2012, doi: 10.1016/J.CLON.2012.06.006.

- [44] S. Ishikura, Y. Ito, and M. Hiraoka, "JCOG radiation therapy study group: History and achievements," *Japanese Journal of Clinical Oncology*, vol. 41, no. 11, pp. 1241–1243, Nov. 2011. doi: 10.1093/jjco/hyr126.
- [45] International Atomic Energy Agency., *On-site visits to radiotherapy centres - medical physics procedures: quality assurance team for radiation oncology (QUATRO)*. International Atomic Energy Agency, 2007.
- [46] C. H. Clark *et al.*, "Radiotherapy dosimetry audit: Three decades of improving standards and accuracy in UK clinical practice and trials," *British Journal of Radiology*, vol. 88, no. 1055. British Institute of Radiology, 2015. doi: 10.1259/bjr.20150251.
- [47] P. Iwai, G. Simonetti, and C. Marmitt, "Teste End-to-End em Radioterapia Conformacional 3D com Objeto Simulador Antropomófico Personalizado 3D Conformal Radiotherapy End-to-End Test with Customized Anthropomorphic Phantom Head".
- [48] L. J. Schreiner, "Introduction to End-to-End (E2E) QA: Evidence of its benefits and practical considerations implementing in-house E2E QA in the clinic."
- [49] "Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy," 2008.
- [50] L. Brodbek, J. Kretschmer, and L. J. Schreiner, "End to end QA in image guided and adaptive radiation therapy Systematic end-to-end testing of multiple target treatments using the modular RUBY phantom End to end QA in image guided and adaptive radiation therapy", doi: 10.1088/1742-6596/1305/1/012062.
- [51] "Quienes Somos – HUV." Accessed: May 15, 2023. [Online]. Available: <https://huv.gov.co/index.php/quienes-somos/>
- [52] "Mejora el Hospital Universitario del Valle - HUV." Accessed: May 15, 2023. [Online]. Available: <https://consultorsalud.com/el-hospital-universitario-del-valle-huv/>
- [53] "El Hospital Universitario del Valle 'Evaristo García' E.S.E se encuentra entre las primeras 10 empresas de excelencia clínica que registran más ventas en el sector de la salud – HUV." Accessed: Jun. 03, 2023. [Online]. Available: <https://huv.gov.co/index.php/2022/11/22/hospital-universitario-del-valle-evaristo-garcia-e-s-e-se-encuentra-entre-las-primeras-10-empresas-de-excelencia-clinica-que-registran-mas-ventas-en-el-sector-de-la-salud/>
- [54] "El servicio de radioterapia del HUV cuenta con nuevos equipos de última tecnología para la atención de los pacientes – HUV." Accessed: May 15, 2023. [Online]. Available: <https://huv.gov.co/index.php/2021/04/06/el-servicio-de-radioterapia-del-huv-cuenta-con-nuevos-equipos-de-ultima-tecnologia-para-la-atencion-de-los-pacientes/>
- [55] "Por medio del cual se expide el Decreto Único Reglamentario del Sector Salud y Protección Social EL PRESIDENTE DE LA REPÚBLICA DE COLOMBIA".
- [56] "Ley 100 de 1993 - Gestor Normativo - Función Pública." Accessed: Jun. 07, 2023. [Online]. Available: <https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=5248>
- [57] M. Hussein, C. H. Clark, and A. Nisbet, "Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice," *Physica Medica*, vol. 36. Associazione Italiana di Fisica Medica, pp. 1–11, Apr. 01, 2017. doi: 10.1016/j.ejmp.2017.03.001.
- [58] Y. Anetai *et al.*, "Assessment of using a gamma index analysis for patient-specific quality assurance in Japan," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 23, no. 10, Oct. 2022, doi: 10.1002/ACM2.13745.
- [59] H. Li, L. Dong, L. Zhang, J. N. Yang, M. T. Gillin, and X. R. Zhu, "Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method," *Med Phys*, vol. 38, no. 12, pp. 6730–6741, 2011, doi: 10.1118/1.3659707.
- [60] "Dose Volume Histogram  – Medical Physics Blog." Accessed: May 15, 2023. [Online]. Available: <https://medicalphysics.blog/2021/05/19/dose-volume-histogram/>
- [61] N. Hodapp, "[The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)]," *Strahlenther Onkol*, vol. 188, no. 1, pp. 97–99, Jan. 2012, doi: 10.1007/S00066-011-0015-X.
- [62] B. Warkentin, P. Stavrev, N. Stavreva, C. Field, and B. G. Fallone, "A TCP-NTCP estimation module using DVHs and known radiobiological models and parameter sets," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 5, no. 1, pp. 50–63, Dec. 2004, doi: 10.1120/jacmp.v5i1.1970.
- [63] A. S. Oinam, L. Singh, A. Shukla, S. Ghoshal, R. Kapoor, and S. C. Sharma, "Dose volume histogram analysis and comparison of different radiobiological models using in-house developed software," *Journal of*

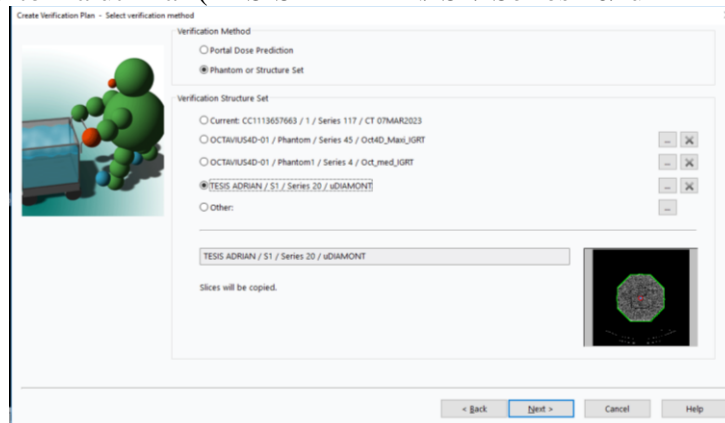
- Medical Physics / Association of Medical Physicists of India*, vol. 36, no. 4, p. 220, Oct. 2011, doi: 10.4103/0971-6203.89971.
- [64] M. Zarepisheh *et al.*, "A DVH-guided IMRT optimization algorithm for automatic treatment planning and adaptive radiotherapy replanning," *Med Phys*, vol. 41, no. 6, 2014, doi: 10.1118/1.4875700.
- [65] R. E. Drzymala *et al.*, "DOSE-VOLUME HISTOGRAMS," 1991.
- [66] E. Pardo Pérez, J. Martínez Ortega, M. Yolanda Molina López, J. Castro Novais, and S. Ruiz Maqueda, "Artículo Científico Creación automática de un informe personalizado del histograma dosis-volumen Automatic generation of a custom report of the dose-volume histogram," 2012.
- [67] S. O. Asbell, J. Grimm, J. Xue, M. S. Chew, and T. A. LaCouture, "Introduction and Clinical Overview of the DVH Risk Map," *Seminars in Radiation Oncology*, vol. 26, no. 2. W.B. Saunders, pp. 89–96, Apr. 01, 2016. doi: 10.1016/j.semradonc.2015.11.005.
- [68] M. A. Ebert *et al.*, "Comparison of DVH data from multiple radiotherapy treatment planning systems," *Phys Med Biol*, vol. 55, no. 11, 2010, doi: 10.1088/0031-9155/55/11/N04.
- [69] W. Parker and H. Patrocinio, "Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students CHAPTER 7. CLINICAL TREATMENT PLANNING IN EXTERNAL PHOTON BEAM RADIOTHERAPY".
- [70] R. E. Drzymala *et al.*, "DOSE-VOLUME HISTOGRAMS," 1991.
- [71] R. Timmerman, "A Story of Hypofractionation and the Table on the Wall," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 112, no. 1. Elsevier Inc., pp. 4–21, Jan. 01, 2022. doi: 10.1016/j.ijrobp.2021.09.027.
- [72] S. Bisello *et al.*, "Dose–Volume Constraints fOr oRganS At risk In Radiotherapy (CORSAIR): An 'All-in-One' Multicenter–Multidisciplinary Practical Summary," *Current Oncology*, vol. 29, no. 10. MDPI, pp. 7021–7050, Oct. 01, 2022. doi: 10.3390/curroncol29100552.
- [73] J. Stanley, K. Breitman, P. Dunscombe, D. P. Spencer, and H. Lau, "Evaluation of stereotactic radiosurgery conformity indices for 170 target volumes in patients with brain metastases," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 12, no. 2, pp. 245–253, 2011, doi: 10.1120/JACMP.V12I2.3449.
- [74] M. Torrens *et al.*, "Standardization of terminology in stereotactic radiosurgery: Report from the Standardization Committee of the International Leksell Gamma Knife Society: special topic," in *Journal of neurosurgery*, Dec. 2014, pp. 2–15. doi: 10.3171/2014.7.gks141199.
- [75] "The Physical Penumbra of the 6MV X-ray".
- [76] D. Zhou, H. Zhang, and P. Ye, "Lateral Penumbra Modelling Based Leaf End Shape Optimization for Multileaf Collimator in Radiotherapy," *Comput Math Methods Med*, vol. 2016, 2016, doi: 10.1155/2016/9515794.
- [77] M. De Salud, "RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993".
- [78] "Statistics at a glance."
- [79] "Anuario Estadístico." [Online]. Available: www.cancer.gov.co
- [80] H. Sung *et al.*, "Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries," *CA Cancer J Clin*, vol. 71, no. 3, pp. 209–249, May 2021, doi: 10.3322/CAAC.21660.
- [81] "Cancer Today." Accessed: Feb. 15, 2024. [Online]. Available: https://gco.iarc.fr/today/en/dataviz/pie?mode=cancer&group_populations=1&sexes=0&cancers=20&populations=170&multiple_populations=0

ANEXO 1

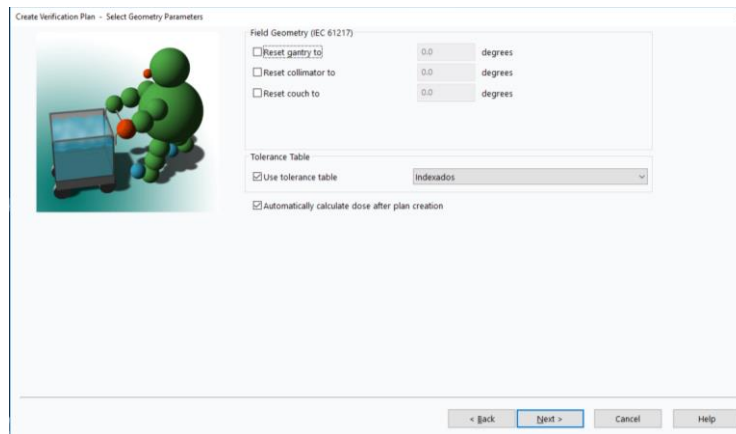
DOSIS A PUNTO CON CÁMARA.



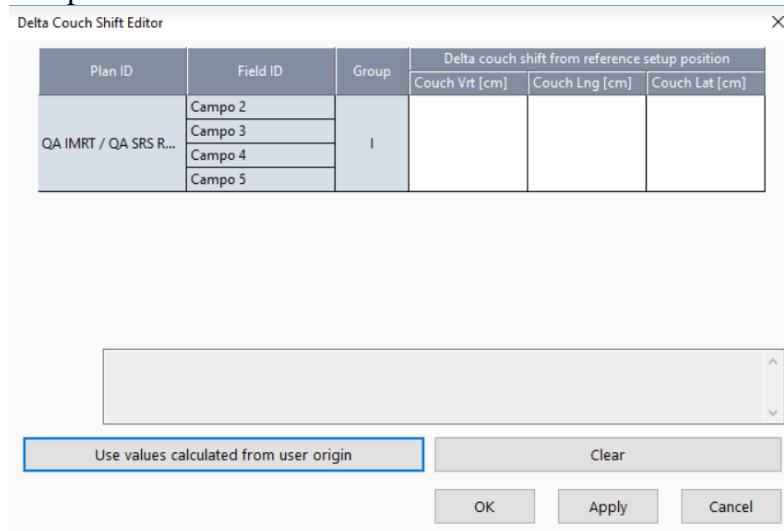
- **Materiales**
 - Ruby Phantom
 - Inserto Patient QA
 - Detector MicroDiamante
 - Electrómetro TANDEM y Unidad de Control
 - Software Mephysto
- **Creación Plan Verification**
 1. Phantom a utilizar (TESIS ADRIAN/ S1/ Series 20/ uDIAMONT).



2. Se deja movimientos de camilla y de colimador como el plan de tratamiento.

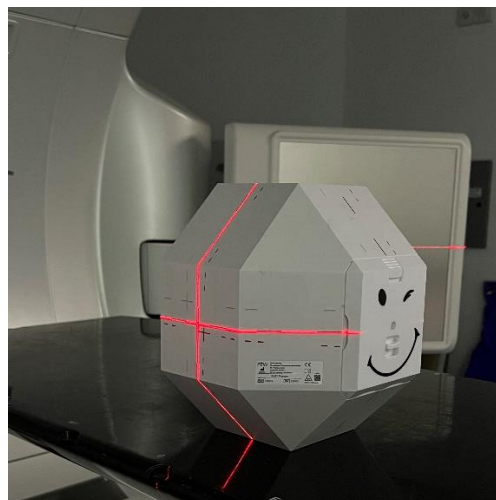


3. Se limpia los valores del Delta Couch.



- **Medición para pacientes con única lesión**

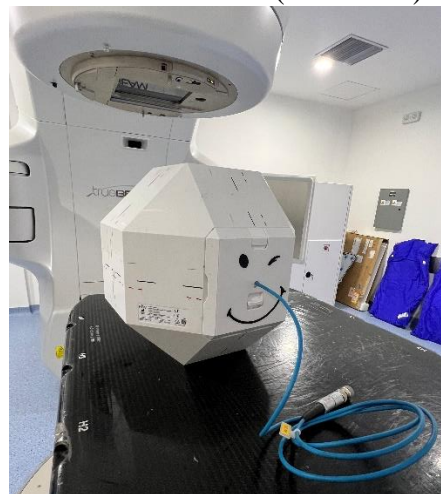
1. Se coloca el Phantom en marcas de isocentro y se alinea con Crosshair y láseres.



2. Se coloca Inserto Patient QA dentro del Phantom.



3. Se introduce el detector microDiamante (SN 60019).



4. Se pre-irradia el detector microDiamante con voltaje en cero (0V), con aproximadamente de 500 a 1000 UM con energía de 6X, con tasa de dosis de 600 UM/min en un campo de 10 cm x 10 cm.
5. Se realiza un cero al electrómetro.

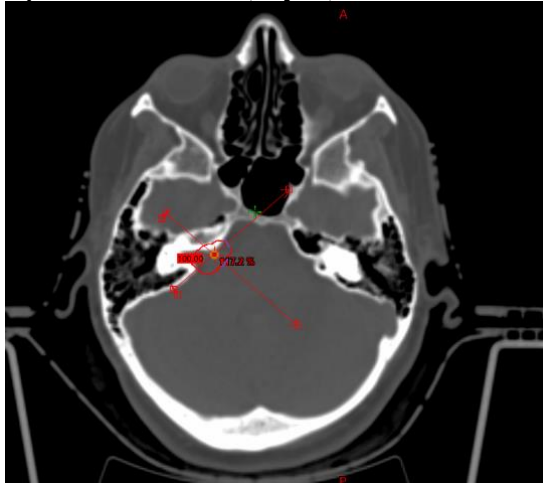


6. Se carga el Plan de cada paciente en modo QA.
7. Se realiza las mediciones de cada paciente.
8. Se registra el valor de la carga colectada (nC) en la tabla 2.

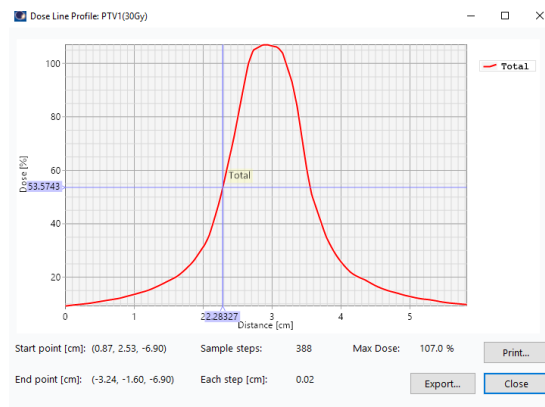
- **Correcciones**

-Corrección por tamaño de campo

1. Abrir plan de tratamiento del paciente.
2. Realizar dos perfiles de dosis (A y B) en la lesión.



3. Obtener el valor de la distancia del 50% de dosis de cada perfil para obtener el tamaño clínico.



4. Al obtener el valor de la distancia en (cm) cada perfil se le realiza la siguiente ecuación.

$$s_{clin} = \sqrt{a \times b}$$

5. Se busca en la Tabla 26 TRS-483 para obtener el valor de corrección: $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$

6.

$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$	TABLA 26 TRS 483												
	8	6	4	3	2,5	2	1,5	1,2	1	0,8	0,6	0,5	0,4
PTW 60019 CVD diamond	1	1	1	1	0,999	0,997	0,993	0,989	0,984	0,977	0,968	0,962	0,955
PTW 31016 PinPoint 3D	1	1	1	1,001	1,001	1,004	1,013	1,025	1,039				

7. Al usar el detector microDiamante, este no cuenta con el factor $N_{D,W}$, para encontrar este valor es necesario realizar una calibración cruzada con una cámara de ionización, en las siguientes condiciones:

CALIBRACIÓN DETECTOR		
	CAMPO	4 cm x 4 cm
	Técnica	VMAT
	UM	280
	ENERGÍA	6X-FFF
MEDIDA N°	CÁMARA	DETECTOR
1		
2		
3		
PROMEDIO		

8. Al obtener los datos de la carga colectada del detector microDiamante y la cámara de ionización, se utiliza la siguiente fórmula para encontrar un $N_{D,W}$ del detector microDiamante.

$$[N_{D,W,Qmsr}^{fmsr}]_{FIELD} = \frac{[M_{Qmsr}^{fmsr}]_{REF}}{[M_{Qmsr}^{fmsr}]_{FIELD}} [N_{D,W,Qmsr}^{fmsr}]_{REF}$$

- **Correcciones para cada medida**

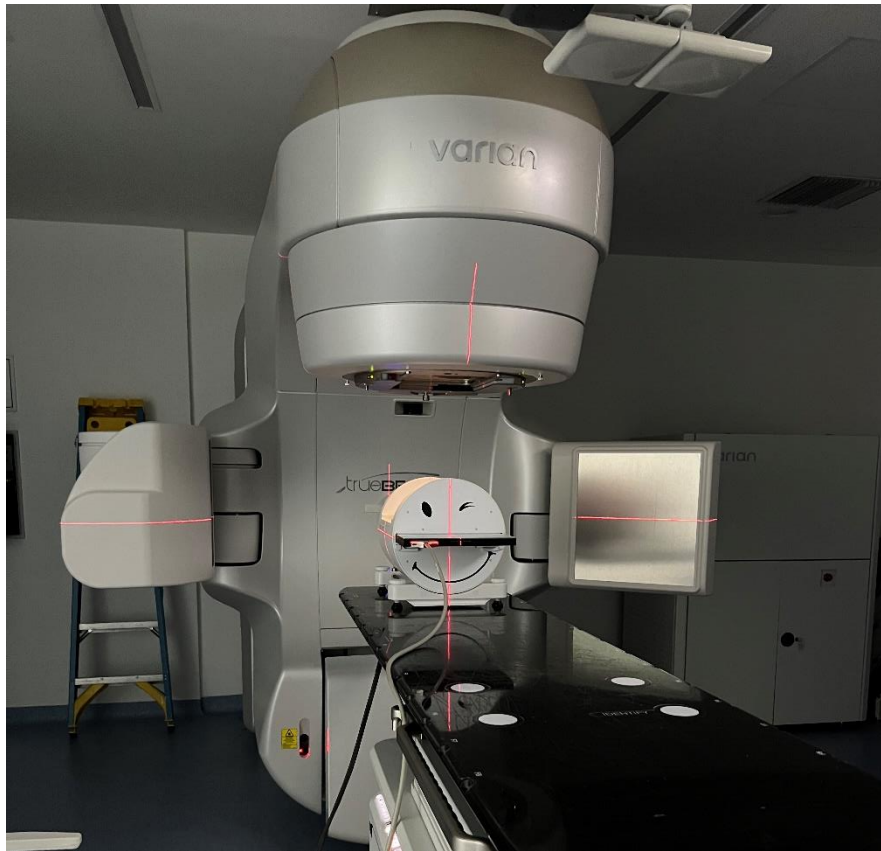
1. Utilizamos la siguiente fórmula para cada medición con su correspondiente corrección.

$$[N_{D,W,Qmsr}^{fmsr}]_{FIELD} \times k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \times Medida$$

2. Cálculo de la discrepancia (con tolerancia del 3%)

Cod. Paciente	Perfiles		S_{clin}	$k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$	$[N_{D,W,Qmsr}^{fmsr}]_{FIELD}$	Carga Colectada (nC)	Valor corregido (Gy)
	A	B					

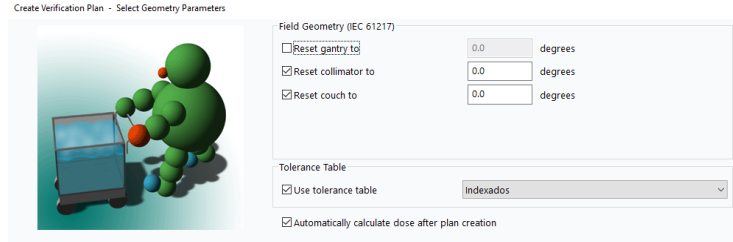
ANEXO 2 OCTAVIUS 4D



- **Materiales**
 - OCTAVIUS 4D QA Phantom
 - Matriz 1600 SRS
 - Octavius top SRS plus
 - Inclinómetro
 - Software Verisoft
- **Creación Plan Verification.**
 1. Escoger el Phantom a utilizar (Octavius top SRS plus)



2. Colocar camilla y colimador en 0°.

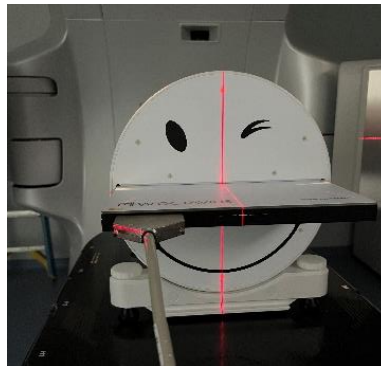


- **Medición**

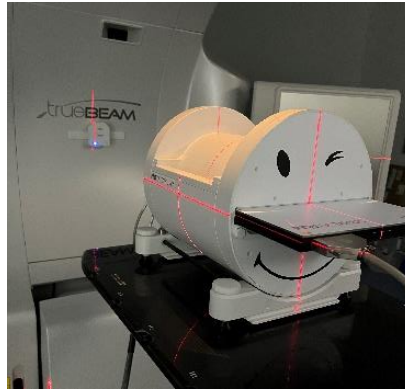
1. Se coloca el Phantom en marcas de Isocentro y se alinea con el Crosshair y láseres.



2. Se coloca OCTAVIUS Detector 1600 SRS.



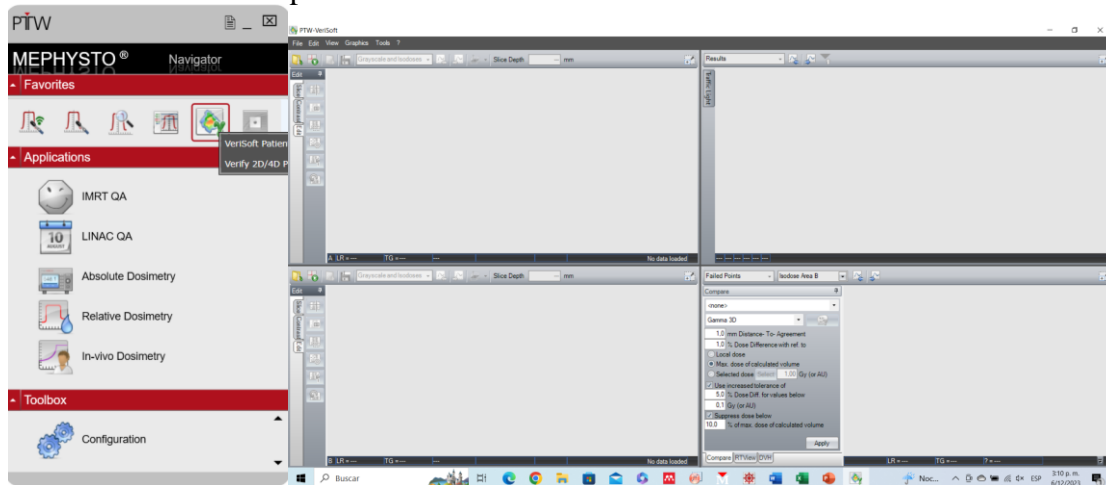
3. Colocar inclinómetro en el equipo.



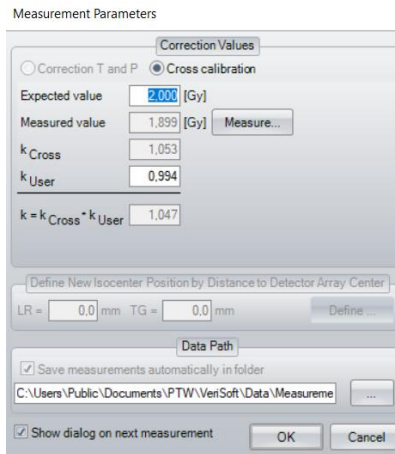
4. Realizar reconocimiento del inclinómetro (recomendación apagar bluetooth de los equipos electrónicos).
5. Se pre-irradia con aproximadamente de 6X, con tasa de dosis de 600UM/min, con un campo de 10 cm × 10 cm.
6. Se realiza un cero al electrómetro.
7. Se carga el plan del paciente en modo QA y se realiza la medición.

- **Verisoft**

1. Se abre la aplicación.



2. Se realiza calibración cruzada para cada energía K_{Cross} .

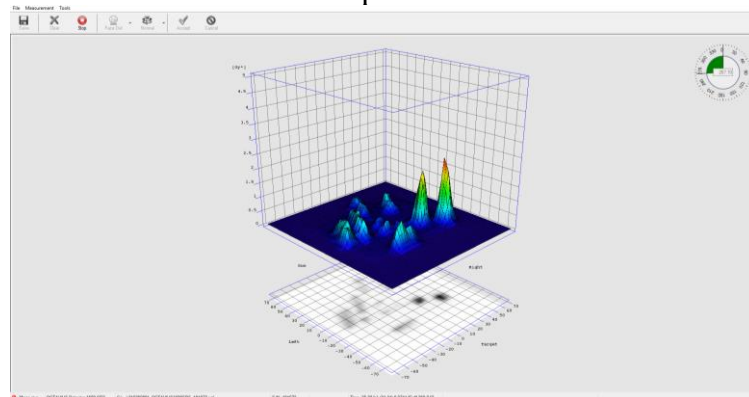


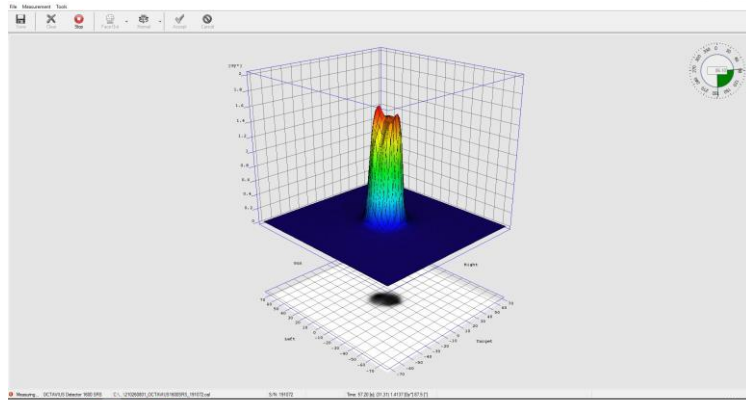
- **Calibración cruzada en el TPS:**

1. Se realiza la creación de un plan con los siguientes parámetros: Campo directo de 4 cm × 4 cm, con una dosis planificada de 200 cGy, para las diferentes energías, las unidades monitor se dan en la siguiente tabla:

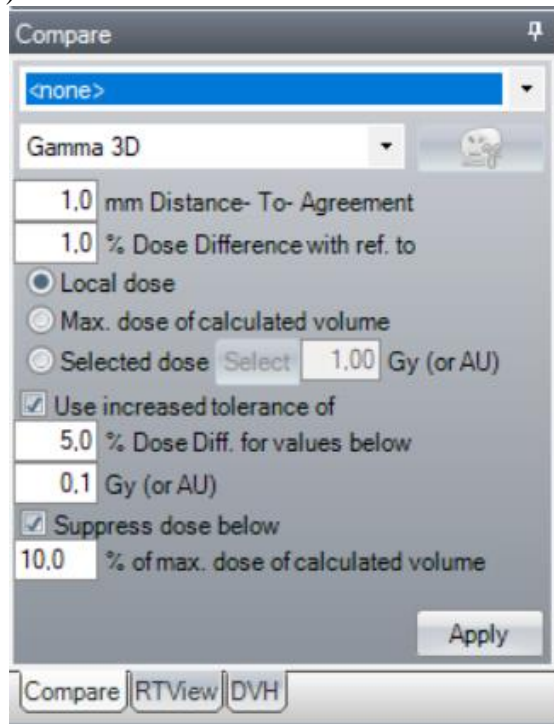
CALIBRACIÓN CRUZADA		
ENERGÍA	OCTAVIUS top SRS plus	OCTAVIUS top standard
	UM planificadas	UM planificadas
6X	293	375.5
6X-FFF	307	402.2
10X	256.6	309.4
10X-FFF	260.4	320.3
16X	244.5	290.3

3. Se realiza la medición de cada paciente.





4. Para realizar el cálculo del índice gamma 3D, utilizamos los siguientes parámetros, plano coronal, alineado automáticamente, Dosis local, Suprimir dosis por debajo del 10%, se escoge los diferentes criterios a evaluar (3%, 3 mm) (2%, 2 mm) (2% ,1 mm) (1%, 1 mm).



5. Se guarda el reporte en la carpeta de cada paciente.

Volume Analysis - Parameters

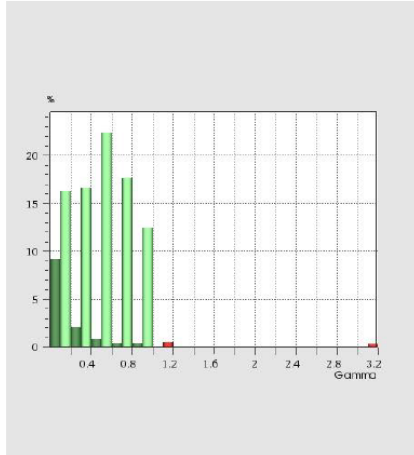
1,0 mm Distance- To- Agreement
1,0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Use increased tolerance of 5,0 % dose diff. for values below 0,1 Gy (or AU)
Suppress dose below 10,0 % of the normalization value (= 24.262 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	212.341
Evaluated Voxels	10.449 (4,9 %)
Passed	10.297 (98,5 %)
Failed	152 (1,5 %)
Result	98,5 % ● (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

_____ Date

_____ Name and Function

_____ Signature

ANEXO 3 PORTAL DOSIMETRY



- **Materiales**
-Acelerador Lineal

-Portal Dosimetry

- **Creación Plan Verification**

1. Antes de crear plan de verificación debemos revisar que Portal Dose este en PDIP_SRS.

Particle Type	Calculation Type	Calculation Model	Use GPU
Photon	Volume Dose	AcurosXB_1610	<input checked="" type="checkbox"/>
	DVH Estimation	DVH Estimation Algorithm [16.1.0]	<input type="checkbox"/>
	Portal Dose	PDIP_SRS	<input type="checkbox"/>
	Optimization	PO_1610	<input checked="" type="checkbox"/>
	Irregular Surface Compensator	PO_1610	<input type="checkbox"/>
	Stereotactic Dose		<input type="checkbox"/>
	Beam Angle Optimization		<input type="checkbox"/>

2. Colocamos SSD = 100 cm.

Create Verification Plan - Select verification method

Verification Method

Portal Dose Prediction

Phantom or Structure Set

Source-Imager Distance (IEC 61217)

Source-Imager Distance (SID) [cm]:

Portal imager size = 40.0 cm x 40.0 cm

3. Colocamos camilla en 0° y colimador en 90°.

Create Verification Plan - Select Geometry Parameters

Field Geometry (IEC 61217)

Reset gantry to degrees

Reset collimator to degrees

Reset couch to degrees

Tolerance Table

Use tolerance table

4. Dividir el arco en 3 partes.

• **Medición**

1. Se abre el paciente:
2. La posición de la camilla debe ser: vertical (10 cm), longitudinal (+20 cm) y lateral (0 cm) y la posición del generador de imágenes debe ser: vertical (0 cm), longitudinal (0 cm) y lateral (0 cm).

3. Se realiza la medición del paciente.
4. En ARIA – PORTAL DOSIMETRY, se realiza la evaluación con los criterios gamma (1%, 1mm), (1%, 2mm), (2%, 2mm) y (3%, 3mm), se recomienda realizar auto alineado y dosis absoluta.

ANEXO 4

Espacio para el Adhesivo Radicador
de la Ventanilla Única del Hospital
Universitario del Valle



Seguimos Haciendo Historia

[110]

Hospital Universitario del Valle: Santiago de Cali, 26/02/2024



Fecha 27 FEB 2024

No. Radicado D-0618
Hora 11:57 am
Firma Eliana M
Folios 2 folios

Investigadores:

Adrian David Ordoñez Cortes
Diego Mauricio Orejuela Mosquera

Universidad del Valle
Santiago de Cali, Valle del Cauca

Asunto: Notificación Comité de Ética en Investigación Acta No.004
Código del proyecto: INT224

Cordial saludo

Agradecemos a la presente notificación del Comité de Ética en Investigación de su proyecto "Implementación un método de auditoria dosimétrica de campos pequeños de uso clínico en un hospital público de mediana y alta complejidad del sur occidente colombiano, 2023", el cual fue presentado y discutido en sesión el día 26 de febrero del año 2024; se determinó por el comité permitir su desarrollo al interior del Hospital Universitario del Valle.

Agradecemos tener en cuenta el procedimiento establecido por el Comité para proceder a la ejecución del trabajo, ya que una vez finalizado el mismo toda publicación que se derive del protocolo de investigación debe ser revisada y avalada nuevamente por este comité.

Atentamente,

Carlos A. Jarama P.

Presidente
Comité de Ética en Investigación

Anexos: UN (1) Folio
Copia archivo: Documento digital.
Proyectó : Carlos Andrés Ocampo Montoya Secretario Técnico del Comité de Ética en Investigaciones.

ENERO 2024 V3

FOR-GDI-GDO-007

www.huv.gov.co

@huvoficial





Seguimos Haciendo Historia

Comité de Ética en Investigaciones Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" E.S.E.

Estudio: "Implementación un método de auditoria dosimétrica de campos pequeños de uso clínico en un hospital público de mediana y alta complejidad del sur occidente colombiano, 2023"

Investigadores: Adrian David Ordoñez Cortes, Diego Mauricio Orejuela Mosquera

Código: 031-2024

Código del proyecto: INT224

Fecha de Revisión: 26/02/2024

El comité de Ética en Investigaciones del Hospital Universitario del Valle "Evaristo García", Empresa Social del Estado, constituido mediante Resolución GG3600-2018, Certifica que:

1. Los miembros del Comité revisaron los documentos presentes para la aprobación del presente proyecto de investigación a desarrollar en el Hospital Universitario del Valle.

Propuesta De Investigación	X
Instrumento De Recolección De La Información	X
Formato De Consentimiento Informado	X
Carta De La O Las Instituciones Participantes	X
Resumen De Hoja De Vida De Los Investigadores Principales Y Asesor	X
Carta De Aprobación Del Presidente Del Comité De Investigaciones	X
Respuesta A Las Preguntas Del Comité De Ética En Investigaciones	X
Una Copia En Medio Magnético Del Proyecto	X

2. La Clasificación Del Riesgo De Conformidad Con La Resolución No. 008430 Del Ministerio De La Protección Social Es:

Sin Riesgo Riesgo Mínimo Riesgo Mayor del Mínimo

3. El consentimiento informado evidencia la voluntariedad, la información, capacidad de decisión y comprensión por parte del sujeto de investigación: **Cumple con los requerimientos de la norma.**

4. El investigador principal deberá informar al Comité a través del presidente o el secretario:

- Los cambios (Enmiendas), propuestas al proyecto antes del inicio para su respectiva aprobación.
- Las dificultades o imprevistos que suponen riesgos para los pacientes u otras personas.
- Eventos adversos serios presentados.
- La suspensión o terminación del proyecto (Estudio)
- Informe parcial y/o final del estudio en un periodo no mayor de 12 meses.

5. Tiempo de aprobación: el presente proyecto en caso de ser aprobado, la misma e será avalada por un periodo de dos, (2) años calendario a partir de la fecha de su aprobación, al cabo de este tiempo deberá ser sometido a una nueva revisión por parte del Comité de Ética en Investigaciones del Hospital Universitario del Valle.

6. El presente proyecto.

(X) SE APRUEBA () NO SE APRUEBA () REQUIERE MODIFICACIONES

Para constancia se firma en Santiago de Cali, el día 26 del mes de 02 del año 2024

Presidente
Comité de Ética en Investigación

Hospital Universitario del Valle "Evaristo García" E.S.E.
Calle 5 No. 36 - 08 - PBX (+57) (602) 620 6000
NIT: 890303461-2
Cali, Valle del Cauca - Colombia

ENERO 2024 V3

FOR-CDI-GDO-007

www.huv.gov.co

@huvoficial

