



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Implementación de tratamientos de Braquiterapia volumétrica para cáncer de cuello uterino en un hospital público de mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano, 2022

Volumetric brachytherapy treatments implementation for cervical cancer in a public hospital in southwestern Colombia, 2022

Giselle Alejandra Montenegro Moreno

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias Exactas
Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2022

**Implementación de tratamientos de Braquiterapia
volumétrica para cáncer de cuello uterino en un
hospital público de mediana y alta complejidad del
suroccidente colombiano, 2022**

Giselle Alejandra Montenegro Moreno

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

Director:
MSc. Diego Mauricio Orejuela

Co-Directora:
Ph.D. María Cristina Plazas

Línea de Investigación:
Radioterapia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias Exactas
Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2022

A mis padres por su apoyo incondicional y a mi hermano por estar siempre conmigo.

Agradezco a la Universidad Nacional de Colombia y al Hospital Universitario del Valle por permitir el desarrollo de este trabajo. Al profesor y director del trabajo final de maestría físico médico MSc. Diego Mauricio Orejuela por su tiempo, compromiso y colaboración. A la profesora y codirectora Ph.D Maria Cristina Plazas, por su tiempo dedicado en la corrección y mejora del trabajo. Agradezco también al físico médico MSc. Luis Alfonso Mejía por toda su disposición y enseñanza durante mi residencia en el Hospital Universitario del Valle.

*“Nothing in life is to be feared, it is only to be understood.”
-Marie Curie*

Declaración de obra original

Yo declaro lo siguiente:

He leído el Acuerdo 035 de 2003 del Consejo Académico de la Universidad Nacional. «Reglamento sobre propiedad intelectual» y la Normatividad Nacional relacionada al respeto de los derechos de autor. Esta disertación representa mi trabajo original, excepto donde he reconocido las ideas, las palabras, o materiales de otros autores.

Cuando se han presentado ideas o palabras de otros autores en esta disertación, he realizado su respectivo reconocimiento aplicando correctamente los esquemas de citas y referencias bibliográficas en el estilo requerido.

He obtenido el permiso del autor o editor para incluir cualquier material con derechos de autor (por ejemplo, tablas, figuras, instrumentos de encuesta o grandes porciones de texto).

Por último, he sometido esta disertación a la herramienta de integridad académica, definida por la universidad.

Giselle Montenegro Moreno

Fecha: 17/04/2023

RESUMEN

En el presente trabajo se presenta la implementación de tratamiento de braquiterapia ginecológica intracavitaria de alta tasa de dosis (HDR) con aplicador Fletcher. El documento se estructura en dos ejes de gran impacto como son: 1) El control de calidad del equipo de braquiterapia y 2) el análisis dosimétrico entre dos tipos de planeaciones: una técnica de prescripción a puntos A y otra con prescripción al volumen clínico objetivo CTV contorneado por el médico radioncólogo.

Se llevaron a cabo pruebas al equipo de carga diferida remota BRAVOS con el fin de dar cumplimiento al sistema de seguridad del HDR antes de iniciar un tratamiento, las pruebas del conjunto dosimétrico y la tasa de referencia de Kerma en aire para cada cambio de fuente. Con el fin de realizar el análisis dosimétrico, se hizo una comparación entre los parámetros de la planeación con prescripción a puntos A con los parámetros de la planeación volumétrica y adicionalmente, se realizó una comparación cruzada, es decir, se evaluaron los parámetros de la planeación volumétrica en la planeación de puntos A para analizar las diferencias de dosis.

Los resultados de este trabajo indican el cumplimiento del control de calidad del equipo BRAVOS y adicionalmente, muestra las diferencias dosimétricas entre los dos tipos de planeación.

Palabras clave: Braquiterapia intracavitaria, aplicador Fletcher, control de calidad, análisis dosimétrico .

ABSTRACT

This paper presents the implementation of high dose rate (HDR) intracavitary gynecological brachytherapy treatment with a Fletcher applicator. The document has two sections that leave an impact on the study: 1) Quality control of the brachytherapy equipment and 2) Dosimetric analysis between two types of planning: a prescription technique to points A and another with a prescription to the target clinical volume. CTV is contoured by the radiation oncologist's doctor.

Using remote afterloading equipment BRAVOS, different tests were carried out to comply with the HDR security system before starting treatment, the tests of the dosimetric set, and for each source change, the reference rate of Kerma in the air. In order to carry out the dosimetric analysis, a comparison was made between the planning parameters with prescription at points A with the volumetric planning parameters and additionally, a cross-comparison was made, which means that the volumetric planning parameters were evaluated in the planning of points A to analyze the differences in dose.

The results showed compliance with the quality control of the BRAVOS team and also shows the dosimetric differences between the two types of planning.

Keywords: Intracavitary brachytherapy, Fletcher applicator, quality control, dosimetric analysis. .

Tabla de contenido

RESUMEN	v
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
2. ESTADO DEL ARTE	4
3. MARCO TEÓRICO	7
3.1. MARCO CONCEPTUAL	7
3.1.1. Cáncer de Cuello Uterino	7
3.1.2. Tratamiento de Braquiterapia	9
3.1.3. Braquiterapia Ginecológica	10
3.1.4. Planeación de tratamientos de Braquiterapia	13
3.1.5. Control de Calidad de un equipo de alta tasa de dosis	15
3.2. MARCO CONTEXTUAL	18
3.3. MARCO NORMATIVO	19
3.3.1. Recomendaciones Internacionales en Radiaciones Ionizantes	19
3.3.2. Normativa Nacional en Radiaciones Ionizantes	19
3.4. MARCO TEÓRICO	22
3.4.1. Cantidades Dosimétricas	22
3.4.2. Dosimetría de fuentes radiactivas	24
3.4.3. Pruebas del Sistema de Seguridad del HDR	25
3.4.4. Pruebas del Conjunto Dosimétrico	26
3.4.5. Determinación de la Tasa de Referencia de Kerma en Aire	28
4. OBJETIVOS	29
4.1. OBJETIVO GENERAL	29
4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	29
5. METODOLOGÍA	30
5.1. TIPO DE ESTUDIO	30
5.2. ÁREA DE ESTUDIO	30
5.3. POBLACIÓN Y MUESTRA	30
5.3.1. Población Objetivo	30
5.3.2. Población de Estudio	30
5.3.3. Criterios de Inclusión	30
5.3.4. Criterios de Exclusión	31
5.3.5. Muestra	31
5.4. VARIABLES	31
5.4.1. Variables Dependientes	32
5.4.2. Variables Independientes	32
5.5. RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN	36
5.6. PLAN DE ANÁLISIS	37

5.7. CONSIDERACIONES ÉTICAS	37
5.7.1. Conflicto de Interés	37
6. RESULTADOS, ANÁLISIS Y DISCUSIÓN	38
6.1. CUMPLIMIENTO DE QA Y CONTROL DE CALIDAD	38
6.1.1. Sistema de seguridad del equipo BRAVOS	38
6.1.2. Constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico	39
6.1.3. Tasa de referencia de Kerma en aire	41
6.2. VARIABLES DEMOGRÁFICAS	44
6.3. COBERTURA TUMORAL	49
6.3.1. Análisis dosimétrico entre planeación con prescripción a CTV vs planeación con prescripción a puntos A	49
7. CONCLUSIONES	59
8. REFERENCIAS	61
9. ANEXOS	67
9.1. Anexo 1. Datos de planeación de tratamiento	68
9.2. Anexo 2. Pruebas diarias	69
9.3. Anexo 3. Pruebas del conjunto dosimétrico	71
9.4. Anexo 4. Determinación de kerma en aire	72

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El cáncer de cuello uterino es uno de los más comunes de mujeres en el mundo, ocupando el segundo lugar luego del cáncer de mama [1]. Según los últimos reportes de GLOBOCAN, en 2020, con un estimado de 19.3 millones de casos nuevos de cáncer y al menos 10 millones de muertes por la misma causa; para el cáncer de cuello uterino, se tuvo una incidencia de 15.6 por cada 100 000 mujeres por año y una tasa de mortalidad de 8.8 por cada 100 000 mujeres por año, con alrededor del 90% de casos nuevos y muertes en países de ingresos medios y bajos [1]. En Colombia, para el 2020 se reportó que el cáncer de cuello uterino también fue uno de los más comunes en mujeres entre los 15 y los 44 años. De una población de 20.1 millones de mujeres en riesgo de tener cáncer de cuello uterino, se estimó una incidencia de 14.9 por cada 100 000 mujeres por año y una tasa de mortalidad de 7.43 por cada 100 000 mujeres por año, convirtiéndose en la segunda causa más común por muertes de cáncer en mujeres de la misma edad [2]. Para la ciudad de Cali, se tuvo una incidencia de 20.5 y 15.4 por cada 100 000 mujeres por año entre 2003 a 2007 y 2008 a 2012, respectivamente [2].

El tratamiento estándar de cáncer de cuello uterino es quimioterapia concomitante con radioterapia externa (EBRT) seguido de braquiterapia intracavitaria [3]. En donde, la radioterapia de haz externo consiste en dirigir rayos X a las células tumorales de manera externa, mientras que la braquiterapia intracavitaria hace uso de una sonda intrauterina y dos colpostatos vaginales dentro de los cuales se ubica una fuente radiactiva sellada que deposita una determinada dosis de radiación en la región de interés [4, 5]. Aunque la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) permite conformar la dosis de radiación que recibe el tumor mediante la modulación de la fluencia del haz de radiación en varios volúmenes pequeños; la braquiterapia es muy importante en el tratamiento de cáncer de cuello uterino ya que esta modalidad de tratamiento intensifica la dosis de radiación al tumor primario mientras se minimiza la dosis a órganos a riesgo (OAR) como el recto y la vejiga [3].

Durante mucho tiempo, se ha usado braquiterapia convencional (CBT) basada en imágenes de rayos X bidimensionales ortogonales (2D), en las que se prescribe la dosis a puntos A [6, 7], en la cual, la dosis prescrita es estándar para todas las pacientes, lo que puede dar lugar a una dosificación muy grande en tumores pequeños o una dosificación muy pequeña en tumores grandes dependiendo de la geometría de los puntos. En aras de buscar una posible solución y con el avance de la tecnología, surge la braquiterapia 3D guiada por imágenes (IGBT) mediante tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM) que proporciona una mejora significativa en el tratamiento con una tendencia hacia un mayor control local y una mejor supervivencia global con toxicidad reducida, además de guiar la planificación del tratamiento al permitir el contorno del tumor y los órganos a riesgo tales como vejiga, recto y sigma con base en una planificación inversa a partir de las restricciones de órganos a riesgo [4, 8, 9].

El servicio de braquiterapia abarca consigo una gran serie de etapas intermedias desde el ingreso del paciente hasta la aplicación del tratamiento. Todo lo que involucra el proceso debe ir regido por un sistema de control de calidad para garantizar que el paciente reciba el

mejor tratamiento con la dosis prescrita y el aplicador correcto. El personal del servicio se debe afrontar a tomar decisiones con respecto a la metodología y protocolos que se deben adoptar para la implementación de los tratamientos de braquiterapia en el hospital. Hacer una evaluación de si lo implementado concuerda con las recomendaciones nacionales e internacionales teniendo en cuenta la variabilidad en las características de los dispositivos de braquiterapia de la institución.

Para cumplir con la implementación de tratamientos intracavitarios de cáncer de cuello uterino en el Hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E.S.E, se llevó a cabo un control y seguimiento estadístico de los tratamientos que permitió obtener información de cuando ocurría una falla y sus factores iniciadores. Para ello, se tuvo en cuenta dos aspectos principales: 1) se realizó un protocolo para la planeación del tratamiento para cáncer de cuello uterino y 2) se implementó una metodología para el control de calidad del equipo de braquiterapia. Así, para éste trabajo, incluyendo éstos dos aspectos fundamentales, se planteó la siguiente pregunta de investigación:

¿Qué se requiere para implementar un protocolo para la planeación del tratamiento de braquiterapia volumétrica de alta tasa de dosis para cáncer de cuello uterino y que se debe tener en cuenta para cumplir con el programa de aseguramiento de la calidad en un hospital público de mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano en el 2022?

Para lograr la primera parte: la “protocolización de la planeación del tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis para cáncer de cuello uterino” se hizo un análisis dosimétrico entre dos técnicas de planeación: una planeación prescrita a puntos A vs una planeación prescrita a un volumen clínico objetivo CTV-HR (high-risk clinical target volume), contorneado por el médico radioncólogo. Además, con los registros de planeación de tratamiento se comparó la dosis recibida por el tumor y los órganos a riesgo: recto y vejiga.

Para braquiterapia convencional para cáncer de cuello uterino se tuvieron en cuenta las recomendaciones de la asociación Americana de Física Médica (AAPM) con la implementación del Task Group No. 43 [10], las recomendaciones del reporte No. 38 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) [11] y para braquiterapia 3D las recomendaciones del grupo de trabajo GEC-ESTRO [8, 9] e investigaciones como la de Holmgren-Andersson [12] y Camacho *et al.* [13]. De éstas recomendaciones, se obtuvo información para el cálculo de dosis del sistema de planificación, la terminología y lo que se debe tener en cuenta para llevar a cabo la planificación de un tratamiento convencional y para la planificación basada en imágenes 3D.

Por otro lado, para lograr la segunda parte: “la metodología para el control de calidad del equipo de braquiterapia” se incluyó un control de calidad acorde con la normativa nacional, con un conjunto de pruebas antes de comenzar cualquier tratamiento y pruebas por cada cambio de fuente. Dicho programa tiene un procedimiento claro a seguir y la frecuencia con la cual va a ser aplicado [14].

2. ESTADO DEL ARTE

En 1896 se descubre accidentalmente la radiactividad. Henri Becquerel, un físico Francés, se dio cuenta que el Uranio hizo aparecer una mancha de color negro en una placa fotográfica que no había sido expuesta a la luz solar. Gracias a este descubrimiento se despertó un gran interés en los efectos de la radiación ionizante que años más tarde dieron lugar al primer uso de la braquiterapia con los hallazgos de Marie Curie al extraer radio, un elemento radiactivo del mineral Pechblenda. Con estos avances, Becquerel junto con Marie y Pierre Curie reciben el premio nobel de Física en 1903 [15].

El primer uso de radioterapia fue cuando Pierre Curie, un físico francés que estudió los efectos de la radiactividad le sugirió a Henri-Alexandre Danlos, un médico francés que la radiactividad podría usarse para tratar el cáncer. Danlos se dio cuenta que la radiación producía una reducción en los tumores cancerígenos y en 1901 inició las primeras técnicas de radioterapia en el Hospital St. Louis de París irradiando lupus. En 1903 se realizó la primera braquiterapia ginecológica, se trató una paciente con cáncer de cérvix uterino inoperable con 700 mg de bromuro de radio puesto en el tubo de vidrio, describe Margareth A. Cleaves en Nueva York. En 1905, en el St Luke's and Memorial Hospital de Nueva York, en Estados Unidos, se realizaron implantes de radio por un cirujano llamado Robert Abbe. En los años posteriores al primer uso de la braquiterapia, se empezaron a tratar diferentes tipos de cáncer; cáncer de cuello uterino, cáncer de próstata y cáncer de mama [16].

Después de la primera guerra mundial se crearon varias escuelas diferentes de braquiterapia: el Radium Hemmet en Estocolmo, el Memorial Hospital en Nueva York y con Regaud y Lacassagne el Radium Institute en París. Progresivamente se establecieron las bases de la braquiterapia. Los métodos de braquiterapia intracavitaria fueron descritos en escuelas de Estocolmo en 1914, y en París en 1919. Durante la década de 1930, se desarrollaron sistemas de dosificación sin disponibilidad de computadores para la planificación del tratamiento y el cálculo de dosis. Patterson y Parker publicaron las reglas del Sistema de Manchester para la braquiterapia intersticial. Se introdujeron dos puntos arbitrarios, A y B, para integrar las dosis de rayos X administradas desde el exterior con las dosis gamma administradas internamente [16]. Estos puntos se describen en el reporte No. 38 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas que da recomendaciones para llevar a cabo tratamiento de cáncer de cuello uterino mediante terapia intracavitaria [11].

En 1934, la hija de Pierre y Marie Curie, Irene Joliot y su esposo, Frederick Joliot, descubrieron radionucleidos artificiales y abrieron la posibilidad de una nueva era de la braquiterapia con radiación artificial. Se hizo uso de agujas de cobalto después de la Segunda Guerra Mundial, pero dejaron de usarse al poco tiempo al igual que el Tantalio y el oro que fueron superados por el Iridio, utilizado por primera vez por Henschke en 1958. El Iridio siendo la fuente radiactiva artificial más utilizada en braquiterapia [16].

Uno de los primeros desafíos de la braquiterapia fue garantizar que los profesionales de la salud que administraban el tratamiento no estuvieran expuestos a la radiación a diario.

En la década de 1970, se pusieron a disposición máquinas especiales, conocida como equipos de carga diferida que contienen fuentes de radiación para alta tasa de dosis, que se pueden controlar a distancia desde una sala de observación separada a la sala en donde se administra radiación al cuerpo del paciente [16].

En la década de 1990, varias tecnologías de imagen como el ultrasonido, la resonancia magnética nuclear (RM) y la tomografía computarizada (CT), estuvieron disponibles para ayudar a los médicos a planificar el procedimiento de braquiterapia para visualizar el tumor real y tratarlo. A principios del nuevo siglo, se introdujeron sistemas avanzados de planificación de braquiterapia computarizados que permitían a los profesionales de la salud planificar con precisión la administración de la radiación al tumor y evitar daño a los órganos a riesgo cercanos a la zona del tumor [16].

En las última década se han publicado una serie de recomendaciones por diferentes organismos internacionales como la Asociación Americana de Física Médica (AAPM), la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) y la Sociedad Europea de Oncología y Radiología Terapéutica (ESTRO) que se mencionan a continuación:

En 1995, se publica el formalismo para los cálculos de dosis en las regiones alrededor de una fuente de braquiterapia, conocido como formalismo AAPM TG 43 de la Asociación Americana de Física Médica: “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43” [17]. Este formalismo se ha implementado en muchos sistemas de planificación de tratamientos utilizados para la braquiterapia. Actualmente, el TG 43 puede considerarse como un estándar para el cálculo de dosis. En el 2004, se publicó una actualización al formalismo: Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations [10]. En este documento se considera una simetría cilíndrica para la distribución de dosis depositada alrededor de la fuente, y como material de los tejidos corporales, un medio homogéneo de agua.

En 1997, se presentan las recomendaciones generales para la práctica de la física de la braquiterapia: “Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56” [18]; y en 1998, se presentan elementos de un programa de gestión de la calidad para aplicaciones de alta tasa de dosis (HDR): “High dose rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59” [19]. El documento proporciona una extensa lista de verificación de control de calidad y revisa todos los aspectos de la seguridad de la entrega del tratamiento HDR, incluida la prescripción, la planificación del tratamiento y la seguridad de la radiación. Para mejorar la estandarización de la dosimetría de braquiterapia, en 1999 la IAEA publicó el TECDOC-1079: “Calibration of brachytherapy sources. Guidelines to Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and medical physicists on standardized methods for calibration of brachytherapy sources” [20] para fuentes con energías de fotones en o superiores a los de Ir-192.

En el año 2000, la Organización Internacional de Energía Atómica (IAEA) publicó el reporte No.17 llamado “Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy”, reporte que describe 92 accidentes, de los cuales 32 están relacionados con el uso de fuentes selladas. Con este documento, claramente se demuestra el requerimiento de la implementación de un programa de control de calidad en cualquier área de braquiterapia [21]. En el mismo año, se publican una serie de documentos para garantizar el cumplimiento del programa de garantía de la calidad, entre ellos el informe publicado por la Sociedad Española de Física Médica: “Calibración, matrices de dosis y control de calidad en braquiterapia: informe del grupo de trabajo de braquiterapia de la SEFM” como primera publicación oficial de la SEFM [22]. En este informe se analizan ampliamente los principios y métodos de calibración de fuentes para distintos tipos de fuentes basados en el formalismo AAPM TG-43. Se publica el TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica, indispensable para garantizar el programa de garantía de calidad; documento que describe las pruebas que se deben tener en cuenta antes de iniciar un tratamiento de braquiterapia [23].

En 2002 se presentó el informe TECDOC-1274 de la IAEA que incluye fuentes de rayos beta y gamma con energías de fotones inferiores a Ir-192: “Calibración de fuentes de rayos beta y de fotones utilizadas en braquiterapia. Directrices sobre procedimientos estandarizados en laboratorios secundarios de dosimetría estándar (SSDL) y hospitales” [24]. El documento proporciona un resumen de los aspectos de control de calidad aplicables a los procedimientos de braquiterapia, constituyendo la base de las secciones sobre los procedimientos de calibración y verificación de las fuentes de braquiterapia.

El grupo de trabajo GEC-ESTRO publicó una serie de recomendaciones en 2005, que buscaban establecer un lenguaje común, es decir, describir conceptos y términos básicos con el fin de tener una terminología clara. Para elaborar estas recomendaciones se tuvo en cuenta la experiencia clínica y los conceptos dosimétricos de diferentes instituciones (IGR, Lovaina, Viena) y se validaron paso a paso. Las pautas sugieren parámetros para describir la cobertura dosis objetivo. El grupo de trabajo Gynaecological-European Group of Curie Therapie European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (GYN-GEC-ESTRO) presenta recomendaciones de conceptos y términos en la planificación del tratamiento basado en imágenes 3D para el cáncer de cuello uterino [9].

En los últimos años, se han publicado una serie de documentos como: Indian Brachytherapy Society Guidelines for radiotherapeutic management of cervical cancer with special emphasis on high-dose-rate brachytherapy [25], IBS-GEC ESTRO-ABS recommendations for CT based contouring in image guided adaptive brachytherapy for cervical cancer [26], que son referencias muy importantes en el proceso de implementación de tratamientos de braquiterapia

3. MARCO TEÓRICO

3.1. MARCO CONCEPTUAL

A continuación, se describen algunos de los conceptos más importantes que permitirán entender el trabajo de investigación. Primero, se da una contextualización del cáncer de cuello uterino y su estadificación, luego una descripción general de lo que involucra el tratamiento de braquiterapia, los tipos de braquiterapia y algunos aplicadores usados. Posteriormente se profundiza en la braquiterapia ginecológica intracavitaria de alta tasa de dosis y finalmente se mencionan conceptos importantes para el aseguramiento de la calidad de los equipos.

3.1.1. Cáncer de Cuello Uterino

En esta sección se describen conceptos como la ubicación anatómica del cuello uterino, en que consiste el cáncer de cuello uterino y su estadificación dependiendo del avance de la enfermedad según el Comité de Oncología Ginecológica de la La Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO)

Cuello Uterino: Es la parte más baja del útero que forma un canal entre el útero y la vagina [27].

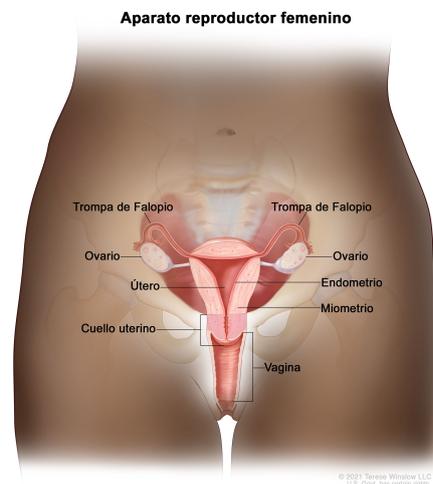


Figura 1: Sistema Reproductor Femenino [28]

Cáncer de Cuello Uterino: Es un tipo de cáncer que se forma en los tejidos del cuello uterino, se asocia directamente con la infección que genera el virus del papiloma humano (VPH) que puede transmitirse al tener relaciones sexuales. El cáncer de cuello uterino invasivo se puede diseminar directamente al parametrio, la vagina, el útero y sus órganos adyacentes como son la vejiga y el recto. Se puede propagar a lo largo de los canales linfáticos y como estado tardío, producir metástasis a distancia en pulmón e hígado. El cáncer de cuello uterino presenta unos estadios dependiendo del avance de la enfermedad revisados en

2018 por el **Comité de Oncología Ginecológica de La Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia FIGO** [29] y corregidos en 2021 [30] relacionados en la **tabla 1**

Tabla 1: Estadificación FIGO del cáncer de cuello uterino [30]

Estadificación	Descripción
I	El carcinoma está estrictamente confinado al cuello uterino (debe descartarse la extensión al cuerpo uterino)
IA	Carcinoma invasivo que puede diagnosticarse solo por microscopía, con una profundidad máxima de invasión ≤ 5 mm
IA1	Invasión estromal medida ≤ 3 mm de profundidad
IA2	Invasión estromal medida ≤ 3 y ≤ 5 mm de profundidad
IB	Carcinoma invasivo con invasión más profunda medida ≥ 5 mm (mayor que en estadio IA); lesión limitada al cuello uterino con tamaño medido por el diámetro máximo del tumor
IB1	Carcinoma invasivo ≥ 5 mm de profundidad de invasión estromal y ≤ 2 cm en su mayor dimensión
IB2	Carcinoma invasivo ≥ 2 y ≤ 4 cm en su mayor dimensión
IB3	Carcinoma invasivo ≥ 4 cm en su mayor dimensión
II	El carcinoma invade más allá del útero, pero no se ha extendido al tercio inferior de la vagina ni a la pared pélvica
IIA	Compromiso limitado a los dos tercios superiores de la vagina sin compromiso parametrial
IIA1	Carcinoma invasivo ≤ 4 cm en su mayor dimensión
IIA2	Carcinoma invasivo ≥ 4 cm en su mayor dimensión
IIB	Con compromiso parametrial pero no hasta la pared pélvica
III	El carcinoma afecta el tercio inferior de la vagina y/o se extiende a la pared pélvica y/o causa hidronefrosis o insuficiencia renal y/o afecta los ganglios linfáticos pélvicos y/o paraaórticos.
IIIA	El carcinoma involucra el tercio inferior de la vagina, sin extensión a la pared pélvica
IIIB	Extensión a la pared pélvica y/o hidronefrosis o riñón no funcional (a menos que se sepa que se debe a otra causa)
IIIC	Compromiso de los ganglios linfáticos pélvicos y/o paraaórticos (incluidas las micrometástasis), independientemente del tamaño y la extensión del tumor (con anotaciones r y p)
IIIC1	Solo metástasis en ganglios linfáticos pélvicos
IIIC2	Metástasis en ganglios linfáticos paraaórticos
IV	El carcinoma se ha extendido más allá de la pelvis verdadera o ha afectado (probado por biopsia) la mucosa de la vejiga o el recto. Un edema ampoloso, como tal, no permite asignar un caso a la Etapa IV
IVA	Propagación del crecimiento a los órganos pélvicos adyacentes
IVB	Propagación a órganos distantes

Adicionalmente, se tiene la **Clasificación Estadística Internacional de Enfermedades y Problemas Relacionados con la Salud (CIE-10)** [31] de la Organización Panamericana de la Salud, en la cual se describe la Clasificación Internacional de Enfermedades para Oncología (CIE-O) que permite identificar tanto el sitio anatómico como la morfología de los tumores. Para el caso específico de tumores en el cuello del útero, se tiene la siguiente clasificación:

C53. Tumor maligno del cuello del útero

- **53.0** Tumor maligno del endocérvix
- **53.1** Tumor maligno del exocérvix
- **53.8** Lesión de sitios contiguos del cuello del útero
- **53.9** Tumor maligno del cuello del útero, sin otra especificación [31]

Para todos los cánceres cervicouterinos invasivos, la braquiterapia es obligatoria, ya que las máquinas de tratamiento de alta tasa de dosis pueden tratar una gran cantidad de pacientes en corto tiempo. Dependiendo de la extensión del tumor y el compromiso con ganglios linfáticos se combina braquiterapia con radioterapia externa [32].

La braquiterapia se inicia una vez se ha logrado una reducción del tumor con radioterapia externa (EBRT) por lo general de dos a cinco semanas después de haber comenzado terapia dependiendo de la estadificación, el tamaño del tumor y la respuesta a la terapia [33].

3.1.2. Tratamiento de Braquiterapia

En esta sección se describe que significa radiactividad, que es una fuente radiactiva, de que está formado un equipo de carga diferido controlado a distancia; en que consiste un tratamiento de braquiterapia, los tipos de braquiterapia dependiendo de la zona a tratar y los aplicadores que pueden ser usados.

Radiactividad: La radiactividad es una propiedad inherente a ciertos núcleos atómicos. Dichos núcleos radiactivos no son estables y producen ciertas transformaciones emitiendo diferentes partículas, electrones, fotones, neutrones, partícula alfa, beta, gamma.

Fuente Radiactiva: Sustancia capaz de emitir o producir radiación ionizante.

Fuente Radiactiva de Ir-192: El Iridio 192 es un elemento radiactivo que se desintegra emitiendo radiación gamma. Tiene un periodo de semidesintegración (tiempo en alcanzar la mitad de su actividad) de 74.02 días. Es un elemento que se puede obtener con intensidades específicas elevadas siendo apropiado para ser encapsulado y realizar tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) [14].

Equipo de Carga Diferida controlado a distancia: Un equipo de carga diferida de braquiterapia está formado por un contenedor para guardar la fuente radiactiva cuando no está en uso, un mecanismo que transporta la fuente desde su posición de reposo al aplicador y de regreso al contenedor una vez se haya finalizado el tratamiento, un sistema que mantenga la fuente en una posición en un tiempo determinado. Adicionalmente, el equipo de carga diferida debe contar con un mecanismo para que la fuente regrese al contenedor en caso de emergencia [14].

Braquiterapia: Es un tipo de tratamiento realizado con un equipo de carga diferida remoto, en el cual se hace uso de fuentes radiactivas selladas que depositan una determinada dosis de radiación alrededor de la zona en donde se ubica dicha fuente [3].

- **Braquiterapia superficial:** La fuente radiactiva encapsulada se usa haciendo contacto con el tejido (eg. tratamiento de tumores en piel) [14].
- **Braquiterapia intracavitaria:** La fuente radiactiva encapsulada se ubica en el interior de una cavidad no tubular del cuerpo (eg. cánceres ginecológicos) [14].
- **Braquiterapia intersticial:** La fuente radiactiva se inserta en el tumor por medio de agujas (eg. tumores de mama) [14].
- **Braquiterapia endoluminal:** La fuente radiactiva se puede colocar también a la luz de un órgano determinado (eg. cáncer de bronquios) [14].

En un tratamiento con braquiterapia, cada área a ser tratada hace uso de diferentes artefactos llamados aplicadores (figura 2) usados para el posicionamiento de la fuente de radiación durante el tratamiento. Entre ellos se tienen: Sonda intrauterina (tandem) con colpostatos, cilindro vaginal, aplicador de nasofaringe, agujas, entre otros.

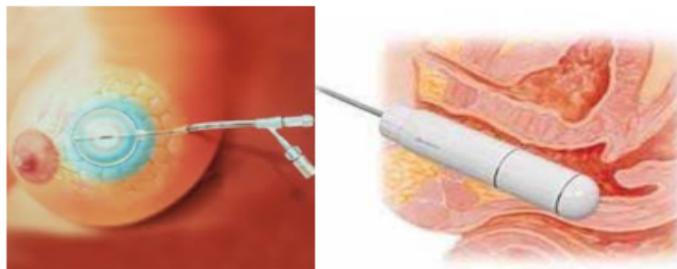


Figura 2: *Aplicadores de braquiterapia [34]*

3.1.3. Braquiterapia Ginecológica

En esta sección se describe en que consiste un tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis y específicamente se habla de la braquiterapia ginecológica intracavitaria de alta tasa de dosis.

Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR): Cuando un elemento radiactivo posee una actividad alta, es capaz de liberar una alta tasa de dosis en un tiempo corto. Para un tratamiento de braquiterapia con éste tipo de fuentes se tienen aplicaciones rápidas y el tiempo total de tratamiento es menor que el de braquiterapia convencional de baja tasa de dosis.

Braquiterapia Ginecológica Intracavitaria HDR: La braquiterapia ginecológica intracavitaria HDR es un tratamiento ambulatorio realizado en una sala especializada, con todos los cuidados de un procedimiento quirúrgico.

Para el caso específico de éste trabajo, para realizar el tratamiento de braquiterapia ginecológica intracavitaria HDR se hace uso de una **fente de Ir-192** dentro de un **equipo de carga diferida controlado a distancia (BRAVOS)** y un **aplicador Fletcher**,

Aplicador Fletcher: Compuesto por una sonda intrauterina (tandem) de titanio con varias angulaciones (15, 30 y 45 grados) y dos colpostatos cilíndricos de diferentes tamaños de diámetro (1.6 mm, 2.0 mm, 2.5 mm y 3.0 mm) [34], figura 3. Todo el conjunto es introducido en el interior de la cavidad vaginal de la paciente.



Figura 3: *Aplicador de braquiterapia Fletcher* [34]

Sistema del Equipo de Carga Diferida BRAVOS: El sistema del equipo de carga diferida Bravos se usa para tratamiento mediante la aplicación de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) controlando de manera remota la posición y el tiempo de parada de una fuente radiactiva (fuente de braquiterapia) administrando mediante aplicadores (intracavitarios, intersticiales, intraluminales o de superficie) dosis de radiación muy altas a la zona tratada con atenuación rápida de dosis a tejido sano cercano a la zona de tratamiento. El sistema busca la eliminación de una lesión específica o reducción de crecimiento de tejido tratado minimizando efectos secundarios no deseados, además de proteger al personal encargado de la administración del tratamiento de la exposición a la radiación [35]. Entre

las características físicas del sistema del equipo de carga diferida Bravos, se cuenta con los siguientes componentes:

- **Equipo de carga diferida BRAVOS controlado a distancia:** Es un equipo usado para tratamientos de braquiterapia que coloca de forma precisa una fuente de Iridio 192 en unas posiciones específicas. El equipo de carga diferida contiene dos cables: el cable de la fuente y el cable de control. El cable que contiene a la fuente hace un recorrido desde el equipo BRAVOS hasta el paciente mediante uno o varios tubos de guía de transferencia (TGT) conectados entre el cabezal del equipo y el aplicador dentro del paciente. El cable control hace el mismo recorrido que el cable de la fuente, pero se encarga de verificar que no haya ningún obstáculo en el trayecto y la longitud total del conjunto tubo guía de transferencia y aplicador. Si se detecta algún problema no se puede dar inicio al tratamiento [35].
- **Verificación de la posición de la fuente:** El dispositivo CamScale es un sistema de verificación de posición externo, que verifica que el equipo BRAVOS coloque el extremo del cable de la fuente o el cable control en una de las tres posiciones predefinidas: 90 cm, 120 cm y 150 cm. La resolución de la escala de la regla es de 0.05 cm [35].



Figura 4: Equipo de carga diferida BRAVOS [34]

- **Software de control BRAVOS:** Aplicación de software que permite a los usuarios gestionar y administrar tratamientos predefinidos de braquiterapia HDR [35], figura 5.

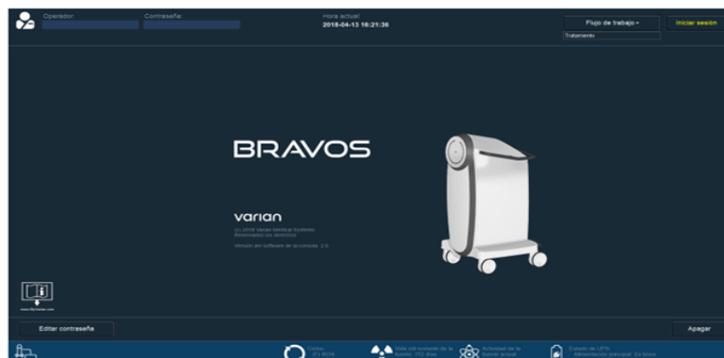


Figura 5: Software de control BRAVOS [35]

3.1.4. Planeación de tratamientos de Braquiterapia

A continuación se mencionan características principales a tener en cuenta en una planeación convencional prescrita a puntos A vs una planeación volumétrica guiada por imágenes diagnósticas de tomografía computarizada o resonancia magnética prescrita a un volumen clínico (clinical target volume (CTV-HR)).

Planeación convencional de tratamientos de braquiterapia: Para realizar una planeación de tratamientos en 2D, se debe tener en cuenta los criterios que se describen en el Sistema Mánchester y en el ICRU 38 [11].

- Dosis en punto A
- Dosis al punto rectal ICRU
- Dosis al punto de vejiga ICRU

Punto A. El sistema Mánchester fue diseñado para administrar una tasa de dosis constante en un punto definido cerca del cuello uterino, independientemente de la variación en el tamaño y la forma del útero y la vagina. Una aplicación es especificada en términos de “dosis” entregado en puntos específicos como son los punto “A” y “B”. El punto A, que se encuentra a 2 cm superior a la superficie del aplicador y 2 cm lateral al canal cervical. El punto B se ubica en el eje transversal a través de los puntos A, a 5 cm de la línea media. Los puntos B se clasifican como puntos de referencia que dan información de la dosis recibida por el parametrio [11, 32].

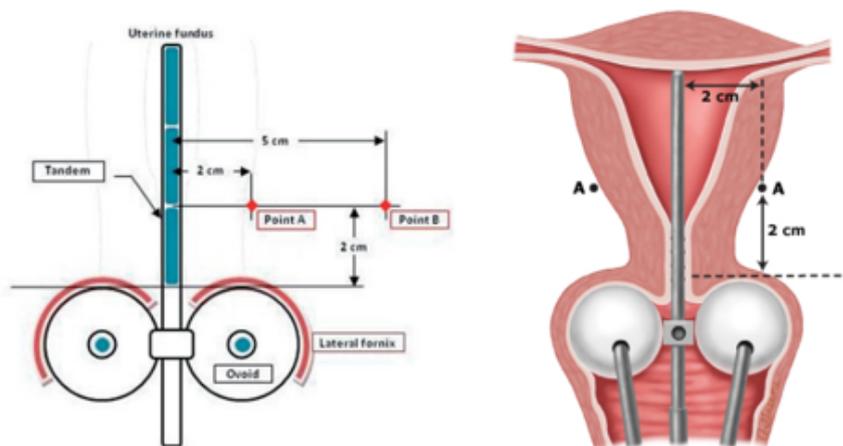


Figura 6: Localización del punto A para un aplicador tandem y ovoide [33, 32]

Punto de referencia rectal ICRU. El punto de referencia rectal ICRU se determina en una radiografía lateral, en la cual se dibuja una línea anteroposterior desde el extremo inferior de la posición de la fuente intrauterina o desde el centro de las posiciones de la fuente intravaginal. El punto de referencia rectal se ubica a lo largo de esta línea anteroposterior, 5 mm por detrás de la pared vaginal posterior [11, 32].

Punto de vejiga ICRU. Se ubica en el cuello de la vejiga un catéter de Foley con un globo lleno de 7 cm³ de fluido radiopaco diluido. En la radiografía lateral, se dibuja una línea anteroposterior a través del centro del globo hasta el cruce con la superficie posterior del globo [11].

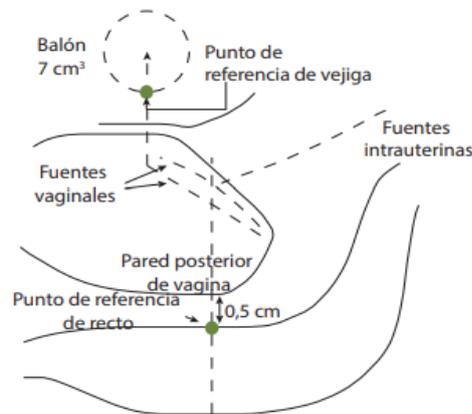


Figura 7: Definiciones de los puntos de referencia del recto y la vejiga [11]

Algunos estudios han demostrado que los puntos de referencia ICRU para la vejiga y el recto subestiman el máximo dosis de órganos en comparación con la evaluación de dosis basada en TC [36, 37]. La dosis en la vejiga, en la mayoría de los casos, es significativamente más alta que el punto de referencia de ICRU y generalmente se ubica más arriba. Por lo tanto, un segundo punto situado a 1.5 cm por encima del punto ICRU en la radiografía lateral de la vejiga produce una idea más realista de la dosis [32]. Se establecen limitaciones para las dosis en los órganos críticos: menos del 70 % del punto A prescrito en el recto y menos del 80 % en la vejiga, si es posible.

Planeación de tratamientos en 3D: Braquiterapia adaptativa guiada por imágenes: Para planeación de tratamientos en 3D, se introduce el histograma dosis-volumen (DVH) para volúmenes objetivo y diferentes órganos a riesgo (OAR). Las guías de la Gynaecological European Group of Curietherapie European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (GYN-GEC-ESTRO) proponen la delimitación de un volumen tumoral macroscópico visible (GTV) con técnicas de imagen, un volumen objetivo clínico de alto riesgo (CTV-HR) y un volumen objetivo clínico de riesgo intermedio (CTV-IR) para cada aplicación de braquiterapia. Para el contorno de volumen tumoral y órganos a riesgo se tienen en cuenta imágenes por resonancia magnética (RM) o tomografía computarizada (TC) que

proveen calidad similar para el contorno de vejiga, recto y sigma pero para el contorno de CTV-HR es superior las imágenes por resonancia magnética [8, 9]. El sigma se debe iniciar en el ángulo rectosigmoideo y finaliza cuando se desprende más de 2 cm del útero o del parametrio. Se debe contornear toda la pared exterior de la vejiga y el recto se contornea desde la parte más baja hasta el ángulo rectosigmoideo [9, 26].

La optimización y evaluación del plan de tratamiento para éste trabajo se basa en los parámetros de DVH para el CTV-HR y los OAR de recto y vejiga [38] delimitados en imágenes por tomografía computarizada teniendo en cuenta el estudio de Eskadner *et al.* quien en su estudio concluye que se puede aplicar braquiterapia 3D guiada por imagen utilizando TC ya que no se evidencian diferencias significativas con RM [39] para el contorno de órganos a riesgo.

Recomendaciones de dosis para braquiterapia HDR: La Asociación Americana de Braquiterapia (American Brachytherapy Society- ABS) recomienda mantener la duración total del tratamiento, radioterapia externa y braquiterapia (EBRT y HDR) a menos de 8 semanas, ya que al prolongar la duración del tratamiento se afecta negativamente el control local y la supervivencia. Para radioterapia externa (EBRT), se recomienda 45 a 50.4 Gy en 25 a 28 fracciones en la pelvis [7, 38] y 27.5 Gy para braquiterapia HDR en 5 fracciones de 5.5 Gy cada una para pacientes tratados con quimioterapia concomitante que han tenido una respuesta completa o tienen ≤ 4 cm de enfermedad residual. Para pacientes con tumores ≥ 4 cm después de EBRT 6 Gy por 5 fracciones [7, 40]. Para tumores que presentan resistencia tumoral o tienen más de 4 cm en el momento de la braquiterapia, se recomienda aumentar la dosis total del tumor de 85 a 90 Gy para maximizar el control local, teniendo en cuenta que al aumentar la dosis hay mayor riesgo de toxicidad en tejido normal [7, 4, 41].

La asociación India de braquiterapia (Indian Brachytherapy Society) recomienda limitar la dosis por fracción a menos o igual a 7 Gy. Se pueden usar dosis más altas (hasta 9 Gy) por fracción sin exceder dos aplicaciones por semana. Se recomienda no superar los 400 ± 20 cGy para órganos a riesgo: Recto y Vejiga [25, 42]

Las restricciones de dosis para los órganos a riesgo para una planeación de tratamiento con prescripción a puntos A es: El Punto ICRU de vejiga y de recto deben ser menor a 740 ± 20 cGy por fracción cada uno. Para una planeación volumétrica, la dosis a 2 cc de recto teniendo en cuenta EBRT más braquiterapia es de 70 a 75 Gy y para la vejiga es de 90 a 95 Gy [7, 25, 26]

3.1.5. Control de Calidad de un equipo de alta tasa de dosis

En esta sección se describe la importancia del programa de garantía de la calidad y las pruebas o verificaciones que se deben realizar para dar cumplimiento al mismo.

Programa de garantía de la calidad: Los equipos de carga diferida de alta tasa de dosis se basan en mover una fuente radiactiva a una posición determinada dentro de un aplicador

durante un tiempo de permanencia predefinido. Así, el programa de garantía de la calidad se basa en asegurar que la fuente radiactiva se coloque de manera precisa en el aplicador correcto en las posiciones y tiempos determinados previamente. Para dar cumplimiento al programa de garantía de la calidad, se requieren una serie de pruebas iniciales para establecer un “estado de referencia inicial” del equipo para posteriormente realizar controles periódicos dependiendo de la prueba [14]

A continuación, se definen algunos términos a tener en cuenta en la sección:

Tubo de transferencia: Se utiliza para guiar el cable de la fuente o el cable control desde el equipo de carga diferida hasta la posición deseada [35]

Cámara de pozo: Una cámara de pozo está compuesta por dos electrodos situados en la pared interna y externa del cilindro hueco en donde se introduce un inserto en el que a su vez se sitúa la fuente [14]

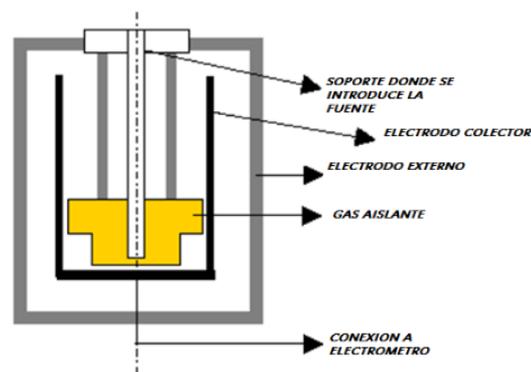


Figura 8: Cámara de pozo [43]

Electrómetro: Dispositivo electrónico utilizado para leer una señal de corriente de la cámara de pozo cuando hay interacción con la radiación, va acompañado por una fuente de tensión que se usa para tener una diferencia potencial entre los dos electrodos del detector [14]

Pruebas cada cambio de fuente radiactiva: Consiste en realizar pruebas y procesos de aceptación de la fuente de Ir-192 para realizar los tratamientos de Braquiterapia.

Pruebas del Día de Tratamiento: Son pruebas que se deben realizar diariamente antes de iniciar el primer tratamiento, tienen una duración de aproximadamente 10 minutos en las que se pretende verificar todos los indicadores, seguridades y sistemas de parada, en caso en fallo o emergencia en el equipo de braquiterapia. Adicionalmente, se debe verificar el posicionamiento de la fuente, el tiempo que la fuente radiactiva está en posición de tratamiento, entre otras [14]. En la tabla 2 se nombran las pruebas del día de tratamiento y en que consiste cada una.

Tabla 2: Pruebas del día del tratamiento [44, 14]

Prueba	Descripción del funcionamiento
Indicadores luminosos a exposición de la fuente radiactiva	Cuando hay radiación, es decir, cuando la fuente sale del blindaje, debe iluminarse los siguientes indicadores de radiación 1) software de control, 2) la consola de la sala de control, 3) el panel de visualización del equipo de carga diferida y 4) detector de área independiente de monitorización de la radiación
Interrupción del tratamiento de Braquiterapia	Procedimiento con el cual al activarse la fuente radiactiva se retraiga a la posición de blindaje cuando se realiza lo siguiente: 1) al abrir la puerta del búnker de braquiterapia 2) al pulsar el interruptor de parada de cierre de la consola y 3) al pulsar el interruptor de llave de la sala de control.
Sistemas de visualización e intercomunicación	Pruebas en las que se comprueba el funcionamiento adecuado de la conexión de las pantallas del área de control con las cámaras dentro de la sala de tratamiento, así como el correcto funcionamiento del intercomunicador
Equipo de respuesta de emergencia	Procedimiento que permite comprobar que dentro de la sala de tratamiento se encuentre el contenedor de emergencia blindado, un par de pinzas de mango largo, un alicate de corte diagonal, cronómetro
Conexión incorrecta del tubo de guía de transferencia	Con ayuda del equipo CamScale, al insertar un tubo de transferencia incorrecto en el cabezal de posicionamiento del equipo BRAVOS, no se debe poder ejecutar el plan de tratamiento
Exactitud del posicionamiento del cable de la fuente	Se debe verificar con el dispositivo CamScale que el equipo BRAVOS coloca el cable de la fuente en un tubo de guía de transferencia dentro del rango de ± 1 mm de la posición de parada planificada
Exactitud del temporizador	Con la ayuda de un cronómetro se debe verificar los tiempos de parada de un tratamiento prueba. Se debe comparar el tiempo cronometrado con lo mostrado en el software de control
Reloj de tratamiento del software de control (fecha y hora)	Comparar la fecha y hora del software de control con otro reloj preciso
Actividad de la fuente	Verificar la actividad de la fuente calculada con el equipo BRAVOS

3.2. MARCO CONTEXTUAL

El hospital Universitario del Valle “Evaristo García” E.S.E., principal centro médico del suroccidente del país, es un hospital de mediana y alta complejidad ubicado en la ciudad de Cali. La construcción del hospital se inició en el año 1 936 y finalizó en el año 1 940, pero sólo hasta el año 1 956 da inicio a su funcionamiento convirtiéndose en uno de los centros más importantes de consulta de todos los habitantes del Suroccidente Colombiano [45], atendiendo a pacientes en su mayoría del régimen subsidiado [46]. El Hospital Universitario del Valle cuenta con los siguientes servicios: Ginecología, Pediatría, Neurología, Ortopedia, Banco de Sangre, Imágenes Diagnósticas, Urgencias, CRYC, Terapia Intensiva, Hematología y Oncología, Cirugía, Unidad de quemados, Consulta Externa y Hospitalización. Posee una capacidad instalada de 488 camas, distribuidas en los diferentes servicios: 18 quirófanos, 2 salas de parto, 20 sillas de quimioterapia, 11 salas de procedimientos, 2 aceleradores lineales clínicos y una sala para realizar tratamientos de braquiterapia [45].

La unidad de radioterapia fue inaugurada en 1964, y en la actualidad hace parte del servicio de hematología y oncología que cuenta con dos aceleradores lineales: un acelerador CLINAC TrueBeam y un acelerador CLINAC iX, y con un equipo nuevo para realizar tratamientos de Braquiterapia: BRAVOS de Varian Medical Systems, Inc; convirtiéndose así en el único hospital público del país con ese tipo de tecnología. Además, el área de radioterapia cuenta con personal altamente calificado; oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, enfermeros oncólogos, tecnólogos en radioterapia y auxiliares de enfermería.

Entre los tipos de cáncer tratados con mayor frecuencia en la unidad de radioterapia se tienen: cáncer de seno, cáncer de cérvix y cáncer de próstata, tratamiento con electrones y radiocirugía. En los 6 últimos años, del 2016 al 2021 se tiene una media de 1 001 IC 95 %: (851 - 1 152) inicios de sesiones de tratamiento de radioterapia con una desviación estándar de 143.4 (Datos obtenidos del software ARIA-ECLIPSE del HUV). El equipo BRAVOS ha permitido realizar tratamientos de braquiterapia, con el cual hasta la fecha de finalización de este trabajo (31 de octubre de 2022) se realizaron 100 inserciones de braquiterapia ginecológica, 80 con aplicador Fletcher y 20 con aplicador de cilindro.

3.3. MARCO NORMATIVO

En esta sección se describe la normativa nacional dada por el Ministerio de Minas y Energía a través del Servicio Geológico Colombiano y el Ministerio de Salud para el uso radiaciones ionizantes en un centro de Radioterapia para realizar tratamientos con Braquiterapia.

3.3.1. Recomendaciones Internacionales en Radiaciones Ionizantes

TECDOC 1274, Calibración de fuentes de fotones y rayos Beta usadas en Braquiterapia: Guía de procedimientos estandarizados en Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en hospitales [24].

3.3.2. Normativa Nacional en Radiaciones Ionizantes

Ministerio de Minas y Energía El Servicio Geológico Colombiano a través de la Dirección de Asuntos Nucleares, organismo encargado de garantizar la gestión segura de los materiales nucleares y radiactivos en el país, así como para autorizar la expedición, modificación, renovación, suspensión o revocatoria de autorizaciones para las actividades relacionadas con la gestión segura de los materiales radiactivos y nucleares en el territorio nacional, presenta la siguiente normativa para el servicio de braquiterapia:

Empleo de fuentes radiactivas categoría 3

- **Decreto Ley 4131 de 2011.** Por el cual se cambia la naturaleza jurídica del Instituto Colombiano de Geología y Minería (Ingeominas) de establecimiento público a Instituto Científico y Técnico denominado Servicio Geológico Colombiano, adscrito al Ministerio de Minas y Energía, el cual hará parte del Sistema Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SNCTI) cuyo objeto para nuestro interés es garantizar la gestión segura de los materiales nucleares y radiactivos en el país [47].
- **Decreto 2703 de 2013.** Por el cual se establece la estructura interna del Servicio Geológico Colombiano (SGC) y se determinan las funciones de sus dependencias”. De nuestro interés, el artículo 11 en el cual se describen las funciones de la Dirección de Asuntos Nucleares, numeral 11: “Realizar el licenciamiento y la inspección a las instalaciones radiactivas a nivel nacional a excepción de las instalaciones nucleares y radiactivas del Servicio Geológico Colombiano (SGC)” [48]
- **Resolución 9 0698 de 2014 prorrogada por la resolución 4 0569 de 2019.** “Por la cual el Servicio Geológico Colombiano, entidad adscrita al sector descentralizado, tiene las funciones de: i) Autorizar la expedición, modificación, renovación, suspensión o revocatoria de autorizaciones para las actividades relacionadas con la gestión segura de los materiales radiactivos y nucleares en el territorio nacional; y ii) Autorizar la realización de inspecciones programadas y de control, a las instalaciones que utilizan materiales radiactivos y nucleares, con una periodicidad establecida en correspondencia con el riesgo inherente a los mismos” [49, 50]

- **Resolución 41226 de 2016 que modifica la resolución 9 0874 de 2014.** “Por la cual se establecen los requisitos y procedimientos para la expedición de autorizaciones para el empleo de fuentes radiactivas y de las inspecciones de las instalaciones radiactivas” [51].

Registro para el empleo de Material Radiactivo

- **Resolución DAN-1213 del 6 de mayo de 2022.** . “Por la cual la Dirección de Asuntos Nucleares del Servicio Geológico Colombiano, otorga licencia al Hospital Universitario del Valle para el empleo de Fuentes Radiactivas Categoría 3” [52].

Transporte de Material Radiactivo

- **Resolución 18-1682 de 2005.** “Por la cual se adopta el Reglamento para el Transporte Seguro de Materiales Radiactivos” [53].

Gestión de Desechos Radiactivos

- **Resolución 18-0005 de 2010.** “Por la cual se adopta el Reglamento para la gestión de los desechos radiactivos en Colombia.” Para nuestro caso, artículo 40: “El titular que importe fuentes selladas, deberá adoptar las disposiciones contractuales que sean necesarias para garantizar la devolución de dichas fuentes, al término de su vida útil, al proveedor” [54].

Seguridad y Protección Radiológica

Resolución 18-1434 de 2002. “Por la cual se adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica” [55]. Para nuestro caso:

- **Artículo 33:**Fomento de la cultura de la seguridad, numeral 3: “Se precise claramente la responsabilidad en materia de protección y seguridad de cada individuo a todos los niveles, comenzando con los situados a nivel directivo superior, y que cada uno tenga la capacitación y cualificación adecuadas” [55].
- **Artículo 35:** Prevención de exposiciones, numeral 1: “Todo el personal involucrado en la protección y seguridad posea la capacitación y cualificación adecuadas y desempeñen sus funciones con arreglo a los procedimientos definidos” [55].
- **Artículo 69** Garantías mínimas de seguridad para los trabajadores ocupacionalmente expuestos, numeral 8: “Se prevean recursos humanos idóneos y suficientes y una capacitación adecuada en materia de protección y seguridad, así como las actividades periódicas de readiestramiento y actualización que sean menester para asegurar el nivel de competencia necesario” [55].
- **Artículo 113:** Responsabilidades. “Los solicitantes de autorizaciones para la utilización de fuentes con fines terapéuticos o de diagnóstico médico deberán garantizar la cantidad, cualificación y capacitación del personal requerido para la

práctica y, en particular, la del médico que prescribe exposiciones médicas a los pacientes, la de los especialistas en física médica que realizan la calibración de los haces de radiación, la planificación de los tratamientos, así como los programas de garantía de calidad; y la vigilancia y control del correcto uso y manejo de las radiaciones ionizantes y la de los técnicos responsables de suministrar al paciente la dosis prescrita” [55].

- **Artículo 115:** Obligaciones, numeral 5: “Los criterios de capacitación del personal sean los especificados o aprobados, según proceda, por el Ministerio de Salud Pública o los órganos competentes en consulta con la Autoridad Reguladora” [55].
- **Artículo 123:** Obligaciones, numeral 2: “Adoptar toda clase de medidas razonables para prevenir los fallos y errores, entre ellas la selección de personal suficientemente calificado, el establecimiento de procedimientos adecuados de calibración, garantía de calidad y manejo del equipo diagnóstico y terapéutico, y brindar al personal la capacitación adecuada y actualización periódica en dichos procedimientos, incluyendo la protección y seguridad radiológica” [55].
- **Artículo 149:** Obligaciones, numeral 5: “La capacitación apropiada en materia de protección y seguridad del personal encargado de las funciones relacionadas con la protección del público, así como las actividades periódicas de readiestramiento y actualización que se requieran a fin de conseguir el grado necesario de competencia-[55].

Ministerio de salud El Ministerio de Salud y Protección social mediante la Dirección de Medicamentos y Tecnología en Salud, en Colombia, mediante el **Decreto 4725 de 2005** “Por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano” [56] se establece el marco normativo para el manejo de equipos que hacen uso de radiación ionizante

PAMEC. Programa de Auditoria para el Mejoramiento de la Calidad de la Atención en Salud que “es la forma a través de la cual la institución implementará el componente de Auditoria para el Mejoramiento de la Calidad” para dar cumplimiento a la **resolución 1328 de 2021** [57]

3.4. MARCO TEÓRICO

3.4.1. Cantidades Dosimétricas

Actividad: Un isótopo radiactivo tiene la capacidad de desintegrarse espontáneamente debido a la inestabilidad de su núcleo atómico, emitiendo energía en forma de radiación ionizante. La actividad A se define por el número núcleos radiactivos que se desintegran por unidad de tiempo [43, 58]

$$A(t) = \frac{-dN(t)}{dt} \quad (\text{Ec.1})$$

en donde,

$N(t)$: Número de núcleos radiactivos en el instante t

La actividad de una fuente radiactiva está relacionada con el número de núcleos por la constante de decaimiento λ , propia de cada radionucleido y define la probabilidad de decaimiento por unidad de tiempo [43, 58].

$$A(t) = \lambda N(t) \quad (\text{Ec.2})$$

Sustituyendo la **ecuación Ec.2** en **ecuación Ec.1**, se tiene la Ley de decaimiento:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{Ec.3})$$

La unidad de la actividad en el Sistema Internacional es el Becquerel (Bq), que equivale a una desintegración por segundo (des/s). Adicionalmente se utiliza el curio (Ci) que equivale a $1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10}$ Bq [43, 58].

Periodo de semidesintegración. Cuando el nucleido ha decaído el 50%, se expresa como

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (\text{Ec.4})$$

en donde,

λ : Constante de decaimiento

Relacionando **ecuación Ec.4** con **ecuación Ec.3**:

$$A [\text{Bq}] = A_0 e^{-\frac{\ln(2)}{T_{1/2}} t} \quad (\text{Ec.5})$$

Kerma: Se define para partículas no cargadas, se define como la energía media trasferida por unidad de masa. La energía media transferida es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa dm de un material. La unidad del Kerma es el Gray (Gy) equivalente $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$ [43, 58].

$$K [\text{Gy}] = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Ec.6})$$

en donde,

dE : Energía media transferida

dm : Masa de un material

Dosis Absorbida: Se define como la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia de masa dm . La energía impartida o absorbida es toda la energía de las partículas que ingresan al volumen menos toda la energía de las partículas que sale del volumen [43, 58].

$$D [\text{Gy}] = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (\text{Ec.7})$$

en donde,

$d\bar{E}$: Energía media impartida

dm : Masa de un material

Intensidad de Kerma en aire: Para una fuente de rayos gamma se tiene un factor muy importante para su especificación conocido como tasa de Kerma de referencia en aire, definido por el ICRU como la tasa de Kerma a una distancia de referencia de 1 m. Para una fuente rígida se aplican factores de corrección por atenuación y dispersión. El punto de referencia se ubica a 1 m desde el centro de la fuente, formando un ángulo recto con el eje longitudinal de la misma. Las unidades en el Sistema Internacional son el Gy/s pero para braquiterapia HDR es común usar mGy/h. La intensidad del Kerma en aire, dada por la siguiente expresión [43, 58].

$$S_K [cGy \text{ m}^2/h] = \dot{K}_{aire} \times d_{ref}^2 \quad (\text{Ec.8})$$

en donde,

\dot{K}_{aire} : Tasa de Kerma

d : Distancia de referencia

Relación entre Intensidad de Kerma en aire y Actividad: La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) recomienda que las fuentes de braquiterapia sean especificadas a partir de la intensidad de Kerma en aire S_K . A partir de este valor, se puede estimar el valor de la actividad con la siguiente expresión:

$$A = \frac{S_K}{\Gamma e^{(-\mu \Delta X)}} \quad (\text{Ec.9})$$

en donde,

Γ : Constante Gamma

μ : Coeficiente de atenuación del material de la cápsula de la fuente

ΔX : Grosor de la cápsula

3.4.2. Dosimetría de fuentes radiactivas

El término dosimetría está ligado con el cálculo del valor de la tasa de dosis en un punto específico de una fuente en un medio dado, generalmente agua. Esto permite calcular la distribución de la dosis en el espacio tridimensional (3D) alrededor de la fuente. Las fuentes disponibles aplicadas a braquiterapia tienen geometría cilíndrica por lo cual la distribución de dosis puede ser calculada teniendo en cuenta esta forma. La precisión de la tasa de dosis en torno a la fuente de braquiterapia depende de los datos dosimétricos, los parámetros de la fuente y del formalismo considerado [59].

Formalismo AAPM TG43: La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) recomienda el uso del protocolo de dosimetría Task Group 43 (TG 43) cuyo objetivo es definir un formalismo claro expresado en fórmulas físicas que incorpora parámetros que permiten calcular con precisión las distribuciones de dosis y tasa de dosis de una fuente radiactiva aplicada en el entorno clínico.

Para un tratamiento de braquiterapia según el formalismo se tiene en cuenta una geometría cilíndrica para la distribución de dosis depositada en el tejido alrededor de la fuente en un medio homogéneo de agua.

La distribución de dosis según el TG 43 tiene en cuenta el tipo de encapsulamiento, el espectro de decaimiento del radioisótopo, los materiales y geometría de la fuente. Se basa en parámetros como la Intensidad del Kerma en Aire (S_K), la constante de tasa de dosis (Λ), la función radial ($g(r)$), la función geométrica ($G(r, \theta)$) y la función anisotrópica ($F(r, \theta)$) que explicaremos en esta sección.

El sistema de coordenadas se define sobre la fuente con su origen en el centro del núcleo activo tomando el eje longitudinal de la fuente como eje polar como se muestra en la **figura 9** en donde,

r es la distancia medida desde el núcleo activo de la fuente hasta un punto de interés $P(r, \theta)$ que forma un ángulo azimutal θ con respecto al eje longitudinal de la fuente. El punto de referencia $P(r_o, \theta_o)$ está definido como el punto sobre el eje transversal a la fuente con $r_o = 1 \text{ cm}$ y $\theta = \pi/2$.

El algoritmo del formalismo define la tasa de dosis $\dot{D}(r, \theta)$ alrededor de una fuente lineal como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_o, \theta_o)} g(r) F(r, \theta) \quad (\text{Ec.10})$$

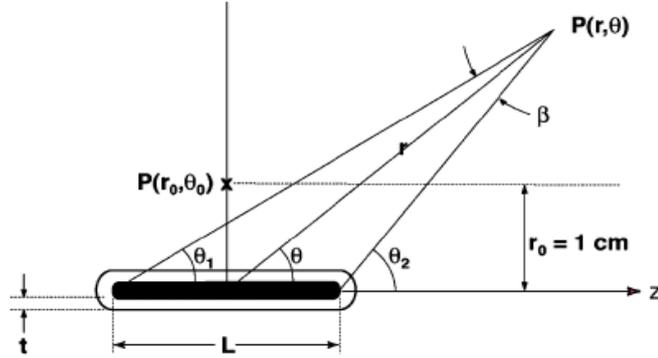


Figura 9: Sistema de Coordenadas definidas por el TG43 [10]

en donde,

La constante de tasa de dosis Λ se define como la razón entre la tasa de dosis y la intensidad de Kerma en aire en un punto de referencia

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{S_K} \quad (\text{Ec.11})$$

La función geométrica $G(r, \theta)$, se define como:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \beta(Lr \sin \theta)^{-1} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{si } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (\text{Ec.12})$$

La función radial $g(r)$, se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_o)G(r_o, \theta_o)}{\dot{D}(r_o, \theta_o)G(r, \theta)} \quad (\text{Ec.13})$$

La función de Anisotropía $F(r, \theta)$ se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_o)}{\dot{D}(r, \theta_o)G(r, \theta)} \quad (\text{Ec.14})$$

Los valores de las función geométrica, radial y de anisotropía están en el formalismo TG.43 y dependen también del fabricante de la fuente. Para validar la base de datos del Sistema de Planificación empleada en los tratamientos de braquiterapia se requiere de éstos valores [10].

3.4.3. Pruebas del Sistema de Seguridad del HDR

Son las pruebas diarias necesarias para garantizar que los indicadores luminosos de exposición de la fuente, los mecanismos de interrupción del tratamiento, los sistemas de visua-

lización e intercomunicación, el equipo de respuesta a emergencia, el dispositivo CamScale y el software de control funcionan correctamente antes de iniciar un tratamiento de braquiterapia. El Sistema de Seguridad del HDR se evalúa con la **ecuación Ec.15** y debe ser aprobado según la tolerancia que establezca el grupo de física médica [23].

$$R[\%] = \frac{P_{aprobadas} - P_{No\ aprobadas}}{P_{aprobadas} + P_{No\ aprobadas}} \times 100 \quad (\text{Ec.15})$$

3.4.4. Pruebas del Conjunto Dosimétrico

Según el TECDOC 1151 del OIEA [23], es indispensable la realización mensual del control de calidad del conjunto dosimétrico ejecutando pruebas de constancia del factor de calibración, de fuga y de repetitividad del conjunto dosimétrico utilizado en braquiterapia de alta tasa de dosis [23]. Para la realización de las pruebas se utiliza una fuente de radiación independiente como la de un haz de rayos X de un acelerador lineal. Las pruebas para evaluar el conjunto dosimétrico son las siguientes:

Corriente de fuga: La corriente de fuga se calcula como la variación de carga dividida por el tiempo transcurrido luego de retirada la cámara [23].

$$L_{fuga} [\text{nC}] = \frac{(L_2)_{final} - (L_1)_{inicial}}{t} \quad (\text{Ec.16})$$

en donde,

$(L_1)_{inicial}$: Lectura de corriente inicial [nC]

$(L_2)_{final}$: Lectura de corriente [nC] transcurrido un tiempo t [min]

Repetitividad: La repetitividad se obtiene tomando una cantidad considerable de irradiaciones (10 irradiaciones como mínimo), calculando su promedio, desviación estándar (σ) y el coeficiente de variación (C.V.) debe ser menor al 1% [23].

El promedio se calcula con la siguiente ecuación:

$$L_M [\text{nC}] = \frac{L_1 + L_2 + \dots + L_n}{n} \quad (\text{Ec.17})$$

en donde,

L_n : Lectura de corriente [nC]

n : Número total de lecturas de corriente realizadas

Para la desviación estándar se tiene en cuenta:

$$\sigma = \sqrt{\frac{(L_i - L_M)^2}{n(n-1)}} \quad (\text{Ec.18})$$

en donde,

L_i : Lectura de corriente medida

L_M : Lectura de corriente promedio

n : Número total de lecturas de corriente realizadas

El coeficiente de variación se calcula:

$$C.V. [\%] = \frac{\sigma}{L_M} \times 100 \quad (\text{Ec.19})$$

en donde,

σ : Desviación estándar

L_M : Lectura de corriente promedio

Factor de corrección por temperatura y presión: Durante el tiempo en que se realizan las medidas se debe monitorear la presión y la temperatura para el cálculo del factor de corrección dado por la siguiente ecuación:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_o}{273.2 + T_o} \frac{P}{P_o} \quad (\text{Ec.20})$$

en donde,

T_o : Temperatura de referencia (certificado de calibración) [$^{\circ}\text{C}$]

P_o : Presión de referencia (certificado de calibración) [kPa]

T : Temperatura medida [$^{\circ}\text{C}$]

P : Presión medida [kPa]

Constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico Se obtiene multiplicando el factor de corrección de temperatura y presión K_{TP} por la lectura promedio para así obtener una lectura promedio corregida (L_{MC}), **ecuación Ec.20**. Para saber la constancia del factor de calibración, se calcula el error absoluto entre la Lectura Promedio Corregida (L_{MC}) y la Lectura en la Fecha Referencia (L_{ref}), **ecuación Ec.21**. El error debe ser menor al 2%. En caso de tener un valor superior, la cámara de pozo y el electrómetro deben ser enviados a un laboratorio de dosimetría estándar para ser calibrados [23].

Si no se tiene una lectura de referencia, la lectura promedio corregida pasa a ser la lectura de referencia y la fecha en que se realizó la prueba, la fecha de referencia.

$$L_{MC} [\text{nC}] = L_M \times k_{TP} \quad (\text{Ec.21})$$

en donde,

L_M : Lectura de corriente promedio [nC]

k_{TP} : Factor de corrección por temperatura y presión

$$error [\%] = \frac{L_{MC} - L_{ref}}{L_{ref}} \times 100 \quad (\text{Ec.22})$$

en donde,

L_{MC} : Lectura de corriente promedio corregida [nC]

L_{ref} : Lectura de corriente de referencia [nC]

3.4.5. Determinación de la Tasa de Referencia de Kerma en Aire

Para determinar la tasa de referencia de kerma en aire se debe determinar la posición de lectura máxima de la cámara de pozo. Para ello, se ubica la cámara de pozo a 1 m de la fuente con el holder adecuado en su interior. Se conecta el tubo de transferencia en el canal apropiado del cabezal del equipo de braquiterapia al holder de la cámara de pozo de tal manera que no quede curvado ni estirado. Se programan paradas cada 2 mm con una duración de 30 s tomando 6 posiciones por encima y 6 por debajo de la posición de lectura máxima teórica de la cámara de pozo, teniendo en cuenta el certificado de calibración. El electrómetro siempre debe ser utilizado en modo corriente eléctrica para registrar las medidas y se debe poder variar la tensión aplicada [23].

Factor de corrección para el cálculo de la recombinación iónica: Toda cámara que esté en contacto con un haz de radiación sin importar su naturaleza, presenta el fenómeno de recombinación de iones en la carga recogida. El factor de corrección se determina por la siguiente ecuación:

$$k_s = \left[\frac{4}{3} - \left(\frac{L_{M1}}{3L_{M2}} \right) \right]^{-1} \quad (\text{Ec.23})$$

en donde,

L_{M1} : Lectura de corriente promedio medida a +300 V [nA]

L_{M2} : Lectura de corriente promedio medida a +150 V [nA]

Teniendo en cuenta el factor de corrección por temperatura y presión de la ecuación 3 y el factor de corrección por recombinación iónica de la ecuación 6, la tasa de kerma en aire se puede calcular con la siguiente ecuación:

$$K_{med} [\text{Gy/h}] = L_{EF} \times N_{KR} \times k_{ele} \times k_{TP} \times k_s \quad (\text{Ec.24})$$

en donde,

L_{EF} : Lectura de corriente promedio medida a +300 V en el punto efectivo de la cámara de pozo [nA]

N_{KR} : Factor de calibración de la cámara de pozo [Gy m²/h/A]

k_{ele} : Factor de calibración del electrómetro

k_{TP} : Factor de corrección por temperatura y presión

k_s : Factor de corrección por recombinación iónica

El valor calculado para la tasa de referencia de Kerma en Aire no debe superar el 3% del certificado de calibración, según las recomendaciones TECDOC-1151 [23].

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GENERAL

Implementar tratamientos de Braquiterapia volumétrica para cáncer de cuello uterino en un hospital público de mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano en el 2022

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Protocolizar la metodología para el aseguramiento de la calidad en los tratamientos y equipos de braquiterapia del servicio de radioterapia
2. Establecer parámetros de calidad en la planificación y evaluación de los tratamientos de braquiterapia del servicio de radioterapia
3. Optimizar el flujo de trabajo en los tratamientos de braquiterapia del servicio de radioterapia

5. METODOLOGÍA

5.1. TIPO DE ESTUDIO

Se realizó un estudio descriptivo retrospectivo, basado en los registros de planeación de tratamientos de braquiterapia de pacientes con tumores malignos en el cuello del útero que fueron tratadas con braquiterapia intracavitaria con aplicador Fletcher y aplicador tipo anillo tándem con toma de imágenes diagnósticas por tomografía computarizada en el Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” durante el año 2022.

5.2. ÁREA DE ESTUDIO

El estudio se realizó en el área de Física Médica, específicamente en Braquiterapia Ginecológica intracavitaria de pacientes con tumores malignos en el cuello del útero que fueron tratadas en el Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” de la ciudad de Cali.

5.3. POBLACIÓN Y MUESTRA

5.3.1. Población Objetivo

Como población objeto de estudio se tomaron los registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas que recibieron tratamiento de braquiterapia en el equipo BRAVOS del Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” según los datos registrados en la agenda de programación de braquiterapia del sistema de información oncológica ARIA-ECLIPSE.

5.3.2. Población de Estudio

La población de estudio fueron todos los registros de las planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas que recibieron tratamiento de braquiterapia ginecológica intracavitaria con aplicador Fletcher y aplicador tipo anillo tándem con toma de imágenes diagnósticas con tomógrafo computarizado que fueron tratadas en el equipo BRAVOS del Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E” desde el 01 de julio al 31 de octubre del año 2022 que cumplieron los criterios de inclusión y exclusión.

5.3.3. Criterios de Inclusión

Se usaron los siguientes criterios de inclusión:

- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas con tumores malignos en el cuello del útero.

- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas que recibieron tratamiento de braquiterapia ginecológica intracavitaria con aplicador Fletcher y aplicador tipo anillo tándem que requirieron toma de imágenes diagnósticas con tomógrafo computarizado.
- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas que estaban registradas en la agenda de braquiterapia ARIA-ECLIPSE de la marca Varían Medical System del Hospital Universitario del Valle que fueron tratadas durante el tiempo de estudio.

5.3.4. Criterios de Exclusión

Se excluyeron los registros de planeación de braquiterapia de las pacientes que cumplían con los siguientes criterios:

- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas que fueron tratadas con tumores ubicados en un sitio anatómico diferente al cuello del útero.
- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas que no requirieron toma de imágenes diagnósticas con tomógrafo computarizado.
- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas cuyo tratamiento de braquiterapia fue con un aplicador diferente al Fletcher.
- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas cuyo tratamiento de braquiterapia se realizó en otra institución.
- Registros de planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas cuyo tratamiento de braquiterapia se aplicó con fecha posterior al tiempo de este estudio.

5.3.5. Muestra

Se incluyó el 100 % de los registros de las planeaciones de braquiterapia de pacientes oncológicas femeninas que estuvieron en la agenda de braquiterapia del software institucional de planeación de tratamientos oncológico ARIA ECLIPSE, que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión durante el 01 de julio al 31 de octubre del año 2022.

5.4. VARIABLES

A continuación se describen las variables dependientes e independientes que se usaron en éste estudio.

5.4.1. Variables Dependientes

Se definieron dos variables dependientes, cada una para dar cumplimiento a un objetivo específico diferente. Para el control de calidad del equipo BRAVOS de braquiterapia, la variable dependiente fue “Control de Calidad” y para la evaluación de planeación de tratamiento la variable fue “ CTV_{HR} ” (cobertura del volumen tumoral clínico de alto riesgo). En la tabla 3 se muestra el nombre de la variable, su definición, el tipo, los valores que puede tomar y el método de recolección de los datos (MR).

Nombre	Definición	Tipo	Valor	MR
Control de Calidad	<p>Pruebas de control de calidad. Para aprobar la variable, se deben cumplir las siguientes condiciones:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Aprobar el sistema de seguridad del equipo BRAVOS (Si - No) ▪ Aprobar las pruebas de conjunto dosimétrico (Si - No) ▪ Aprobar las pruebas de tasa de referencia de Kerma en aire (Si - No) 	Nominal Cualitativo	1. Aceptado 2. No Aceptado	Anexo 2, Anexo 3 y Anexo 4
CTV_{HR}	<p>Cobertura del volumen tumoral clínico de alto riesgo</p> $D_{95\%} \geq 95\% [cGy] \quad (Ec.25)$	Razón Cuantitativa	Valor en cGy	Sistema ARIA

Tabla 3: Definición de la variables dependientes

5.4.2. Variables Independientes

A continuación, se describen las variables independientes que se tuvieron en cuenta para la evaluación de cada una de las variables dependientes. En la **tabla 4**, se muestra la descripción de cada variable y las subvariables con las que fue evaluada. En la parte izquierda de la tabla se encuentra la variable dependiente a la cual pertenece cada variable independiente. Adicionalmente en la tabla se muestra el nombre de la variable, la definición, el tipo (Tp), el valor (Vl) y el método de recolección de los datos (RM).

Nombre	Definición	Tp	VI	MR
<p style="text-align: center;">CONTROL DE CALIDAD</p> <p style="text-align: center;">Sistema de seguridad del equipo BRAVOS</p>	<p>Pruebas diarias evaluadas con Ec.15. Las pruebas a evaluar son:</p> <p>I. Indicadores luminosos de exposición de la fuente</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Indicador de radiación del software de control 2. Indicador de radiación de consola de control 3. Indicador de radiación de panel de visualización del equipo 4. Sistema independiente de monitorización de radiación <p>II. Interrupción del tratamiento de Braquiterapia</p> <ol style="list-style-type: none"> 5. Sistema de “última persona en salir” 6. Bloqueo de la puerta en la entrada de la sala de tratamiento de Braquiterapia 7. Interruptor de parada de cierre de la consola de la sala de control 8. Interruptor de llave de la consola de la sala de control 9. Indicador de alarma 10. Señal acústica de alarma <p>III. Sistemas de visualización e intercomunicación</p> <ol style="list-style-type: none"> 11. Sistema de visualización 12. Sistema de intercomunicación <p>IV. Equipo de respuesta a Emergencia</p> <ol style="list-style-type: none"> 13. Contenedor de emergencia plomado 14. Pinzas 15. Alicates de corte diagonal 16. Cronómetro 	<p>Cuantitativa, Razón</p>	<p>1. Aceptado 2. No Aceptado</p>	<p>Anexo 2</p>

Nombre	Definición	Tp	VI	MR
CONTROL DE CALIDAD	<p>Sistema de seguridad del equipo BRAVOS</p> <p>V. Dispositivo CamScale</p> <ol style="list-style-type: none"> 17. Verificación de la posición de la fuente 18. Conexión incorrecta del tubo de guía de transferencia 19. Prueba de posicionamiento 20. Prueba de empuje <p>VI. Software de control</p> <ol style="list-style-type: none"> 21. Exactitud del temporizador 22. Fecha del software de control 23. Hora del software de control 24. Actividad desintegrada de la fuente 	Cuantitativa, Razón	1. Aceptado 2. No Aceptado	Anexo 2
	<p>Constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico</p> <p>Pruebas del conjunto dosimétrico para cada cambio de fuente. Para aprobar la variable se deben cumplir las siguientes condiciones</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Corriente de fuga [Ec.14, Fuga ≈ 0] 2. Repetitividad [Ec.17, C.V. $\leq 1\%$] 3. Desvío en relación a la referencia [Ec.21, error $\leq 2\%$] 	Cualitativo, nominal	1. Aceptado 2. No Aceptado	Anexo 3
	<p>Tasa de referencia de Kerma en aire</p> <p>Prueba para medir el Kerma en aire por unidad de tiempo medido a una distancia de 1 m. Para aprobar la variable se deben cumplir las siguientes condiciones</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Corriente de fuga [Ec.14, Fuga ≈ 0] 2. Promedio de punto efectivo [Ec.17, C.V. $\leq 1\%$] 3. Tasa de Kerma en aire [Ec.22, Dif $\leq 3\%$] 	Cualitativo, nominal	1. Aceptado 2. No Aceptado	Anexo 4

Nombre		Definición	Tp	VI	MR
VARIABLES DEMOGRÁFICAS	Edad	Años cumplidos al día del tratamiento	Cuantitativa	Años	Sistema ARIA del HUV
	Ciclo de vida	<p>Ciclo de vida al que pertenecen las pacientes que recibieron tratamiento según su edad.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Adolescencia y juventud [14-26 años] 2. Adultez [27-59 años] 3. Vejez [más de 60 años] <p>(recomendaciones del ministerio de salud y protección social)</p>	Cualitativa	1. Juventud, 2. Adultez, 3. Vejez	
	Diagnóstico	Diagnóstico según la escala CIE10 en el momento de la primera sesión de braquiterapia (C53.0, C53.1, C53.9)	Nominal	CIE-10	Historia Clínica
	Estadio	Estadio FIGO en el momento de la primera sesión de braquiterapia (I, II, III, IV)		FIGO	
CTV _{HR}	Volumen	<p>Volumen registrado. Se mide el volumen de:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. V_{CTV}: Volumen objetivo clínico contorneado por el médico radioncólogo 2. V_{ICTV}: Volumen de la curva de isodosis con prescripción a CTV 3. V_{IA}: Volumen de la curva de isodosis con prescripción a Puntos A 4. V_{Recto}: Volumen de recto 5. V_{Vejiga}: Volumen de vejiga 	Cuantitativa	Valor en cm ³	Sistema ECLIPSE del HUV

Nombre	Definición	Tp	VI	MR	
CTV _{HR}	Distancia	Se mide la distancia de: 1. Z_{RT} : Distancia de recto a tándem 2. Z_{VT} : Distancia de vejiga a tándem	Cuantitativa	Valor en cm	Sistema ECLIPSE del HUV
	Planeación con prescripción a CTV	Se evalúa dosis en: 1. D_{CVT} : Dosis que recibe el volumen CTV ($D_{95} \% \geq$ Dosis Prescrita en cGy) Comúnmente la dosis prescrita es de 700 cGy 2. $D_{2cc \text{ Recto}}$: Dosis que recibe 2 centímetros cúbicos de recto 3. $D_{2cc \text{ Vejiga}}$: Dosis que recibe 2 centímetros cúbicos de vejiga	Cuantitativa	Valor en cGy	
	Planeación con Prescripción a puntos A	Se evalúa dosis en: 1. $D_{ICRU \text{ Recto}}$: Dosis que recibe el punto ICRU de Recto 2. $D_{ICRU \text{ Vejiga}}$: Dosis que recibe el punto ICRU de vejiga			

Tabla 4: Definición de la variables dependientes

5.5. RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

Se recolectó la información haciendo uso de la agenda de braquiterapia de pacientes tratadas entre 01JUL2022 00:00 hasta 31OCT2022 23:59 por medio del Software Aria Medical System del Hospital Universitario del Valle del Servicio de Radioterapia. Los datos fueron organizados y registrados en el Anexo 1: Datos de planeación de tratamiento.

Adicionalmente, para la evaluación del aseguramiento de la calidad del equipo de braquiterapia, se realizaron pruebas diarias antes de un tratamiento de braquiterapia y pruebas por cada cambio de fuente. Los datos fueron registrados en el Anexo 2: Pruebas para realizar

el día del tratamiento de una paciente, Anexo 3: Pruebas de Fuga y Repetitividad, Anexo 4: Determinación del kerma en aire en una fuente radiactiva de braquiterapia).

5.6. PLAN DE ANÁLISIS

Todos los datos del trabajo fueron procesados estadísticamente de acuerdo a las variables de investigación por medio del software de análisis de datos IBM SPSS Statistics. Las gráficas se realizaron en Google Colaboratory usando Python como lenguaje de programación.

Se realizó un análisis de las variables dependientes de manera independiente. El trabajo en su totalidad fue analizado con estadística descriptiva, obteniendo valores de media, índice de confianza y desviación estándar. Para hacer comparación entre variables, se realizó una estadística de razón y adicionalmente como representación de los datos se muestran diagramas de frecuencia como histogramas o diagramas de cajas.

5.7. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El trabajo se llevó a cabo en el Hospital Universitario del Valle “Evaristo García E.S.E.” de la ciudad de Cali, adoptando la Resolución No. 8430 de octubre de 1993 de la República de Colombia – Ministerio de Salud “Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud”. Se realizó un estudio retrospectivo en el cual se revisó la historia clínica de la paciente con el fin de obtener su respectiva estadificación y diagnóstico sin modificar o intervenir ninguna de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de la misma. Por lo cual, según las características del estudio y el artículo 11, se considera una investigación sin riesgo [60].

Se pide autorización y posterior aprobación del Comité de Ética para obtener datos del sistema de planeación para braquiterapia del servicio de radioterapia y de la historia clínica. Con el fin de garantizar la confidencialidad de la base de datos recibida por la institución, se anonimizaron todos los datos personales de las pacientes.

5.7.1. Conflicto de Interés

El investigador principal manifiesta realizar su práctica hospitalaria en la institución en donde se realizó la investigación y el segundo investigador es colaborador activo del Hospital Universitario del Valle.

6. RESULTADOS, ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

En esta sección se muestran los resultados, análisis y discusión de la implementación de braquiterapia ginecológica intracavitaria de alta tasa de dosis. Se describe cada uno de los ítems mencionados anteriormente para cada una de las variables control de calidad y CTV_{HR} con sus respectivas subvariables.

6.1. CUMPLIMIENTO DE QA Y CONTROL DE CALIDAD

6.1.1. Sistema de seguridad del equipo BRAVOS

Se realizaron pruebas diarias en la sala de tratamiento antes de iniciar un procedimiento de braquiterapia. Los resultados obtenidos fueron registrados con el ANEXO 2: Pruebas diarias. Durante el estudio, se obtuvieron 49 registros. Cada registro contó con 24 pruebas relacionadas con el equipo de respuesta a emergencia, indicadores luminosos de exposición a la fuente radiactiva, mecanismos de interrupción del tratamiento, dispositivo CamScale, sistemas de visualización e intercomunicación y software de control. Se categorizó el registro como aprobado con 23 pruebas aceptadas de las 24 posibles. Los registros con menos de 23 pruebas aceptadas se categorizaron como no aceptadas.

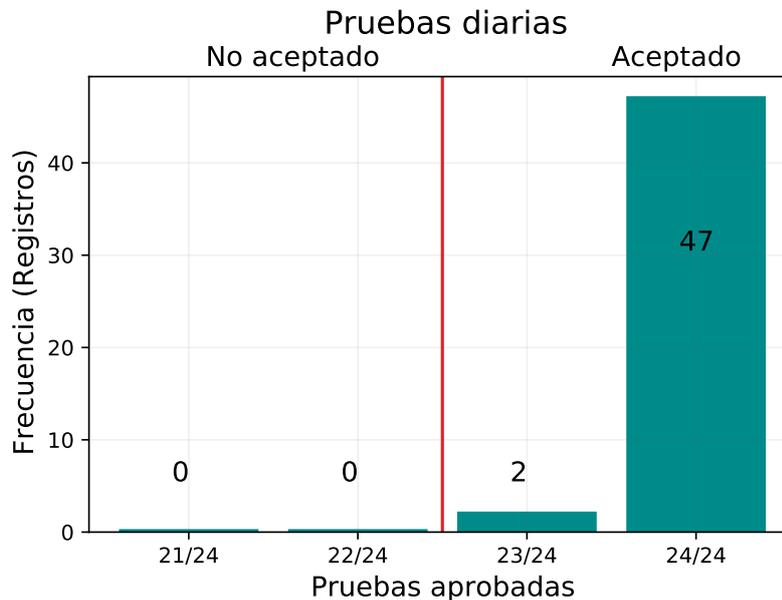


Figura 10: Pruebas diarias aprobadas en el equipo BRAVOS antes de iniciar un tratamiento de braquiterapia

Análisis y discusión:

En la figura 10, se observa que todos los registros fueron aceptados. Se observó que en los dos registros con 23 de 24 pruebas aprobadas, la prueba que fue fallida fue la verificación de la posición de la fuente; es decir, la posición medida con el dispositivo CamScale estuvo

por encima de 1 mm de la posición de referencia; por lo cual, se realizó una calibración de la posición.

Se resalta que la no aprobación de la prueba está ligada a la resolución de la escala de la regla del software de control (0.5 mm) cuando la punta del cable control y de la fuente alcanzan cada una de las tres posiciones predeterminadas (90 cm, 120 cm y 150 cm) dentro del dispositivo CamScale, lo cual exige un nivel de precisión y exactitud alto. Así, con nuestros resultados podemos afirmar que el sistema de seguridad, los indicadores de exposición de la fuente, los mecanismos de interrupción de tratamiento, los sistemas de visualización e intercomunicación, el dispositivo CamScale y el software de control funcionan adecuadamente antes de comenzar un tratamiento de braquiterapia.

Los resultados obtenidos coinciden con las recomendaciones internacionales TECDOC 1151 del OIEA [23] ya que durante el estudio todas las pruebas de seguridad realizadas funcionaron correctamente antes del inicio de un tratamiento. Ahora bien, es importante destacar que no todas las pruebas del ANEXO 2 tienen el mismo nivel de importancia o de criticidad ya que hay pruebas como el funcionamiento del sistema de visualización o la interrupción del tratamiento que si no están funcionando adecuadamente no se podría realizar actividades clínicas así las demás pruebas sean satisfactorias. En este caso, la decisión depende del grupo de física médica encargado del proceso.

6.1.2. Constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico

A continuación se presentan los resultados de las pruebas realizadas para dos fuentes diferentes. Las pruebas para la Fuente 1 y 2, se realizaron el 15 de julio y 20 de octubre de 2022 respectivamente.

Para evaluar la constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico se usó el acelerador CLINAC iX de VARIAN, una cámara de pozo HDR 1000 PLUS SN:A053472 de STANDARD IMAGING y un electrómetro CDX-2000B SN:J053503 de la misma marca. Se ubicó la cámara de pozo sobre la camilla del acelerador a una distancia foco-fuente (DFS) de 100 cm en un campo de 15×15 . Para las mediciones, se entregaron 100 UM con una energía de 6 MV y una tasa de dosis de 100 UM/min.

Antes de comenzar se verificó la constancia de la dosimetría absoluta según el código de práctica TRS 398 [61]. Se midió la temperatura y presión dentro del búnker del acelerador y se calculó el factor de corrección por temperatura y presión (Ec.20) en cada procedimiento de cambio de fuente.

Para la prueba corriente de fuga, se tomaron dos mediciones con un intervalo de 10 minutos entre medidas y se calculó la fuga con la Ec.16.

Para la prueba de repetitividad, se tomaron 10 medidas. Se calculó el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación (Ec.17, Ec.18, Ec.19), respectivamente.

Para evaluar la constancia del factor del conjunto dosimétrico, se obtuvo la lectura promedio

corregida con Ec.21 y el desvío en relación a la referencia con Ec.22. Los resultados se muestran en la tabla 5.

Tabla 5: Resultados de la evaluación de variable constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico, en donde T_0 [°C] = 22.0 y P_0 [kPa] = 101.3 (certificado de calibración de la cámara de pozo)

Prueba	Parámetros	Fuente 1	Fuente 2
Corrección por Temperatura y Presión	T [°C]	20.1	22.1
	P [kPa]	90.3	90.7
	k_{TP}	1.1	1.1
Prueba de Fuga	L_1 [nC]	7 396.0	7 397.0
	L_2 [nC]	7 392.0	7 397.0
	Fuga [nC]	0.0	0.0
Prueba de Repetitividad	M_1 [nC]	7 334.8	7 414.0
		7 330.9	7 368.3
		7 338.3	7 357.1
		7 335.6	7 348.0
		7 336.5	7 349.7
		7 334.3	7 351.3
		7 333.7	7 351.6
		7 338.4	7 351.5
		7 329.6	7 344.5
	7 328.9	7 344.6	
L_M [nC]	7 334.0	7 358.0	
σ [nC]	3.0	21.0	
C.V. [%]	0.0	0.0	
Desvío en relación a la referencia	L_{MC} [nC]	8 175.0	8 223.0
	error [%]	N.A	0.6

Análisis y discusión:

Según los resultados, la fuga de la corriente fue nula en ambos cambios de fuente, lo que nos permite garantizar estabilidad de la medición por 10 minutos.

Se puede observar que la lectura promedio L_M en ambos casos, al comparar entre los dos cambios es aproximadamente 0.3%, con esto podemos inferir que se puede confiar en la estabilidad de la cámara de pozo, a pesar de que en el cambio de la fuente 2 se observó una mayor desviación estándar, es decir, se presentó una mayor dispersión en los datos con respecto al valor de la media que fueron atribuibles a una posible lectura con la cámara de pozo sin calentamiento o cambios en las condiciones de referencia en las cuales se realizaron las medidas. El coeficiente de variación, permitió determinar que tan homogéneos o heterogéneos fueron los valores de la variable corriente. Para ambas fuentes, se calculó un coeficiente nulo para ambos cambios, valor menor al 1% necesario para garantizar la reproducibilidad en los valores medidos.

Con el promedio de las mediciones realizadas en la prueba de repetitividad y con el factor de corrección de temperatura y presión, se evaluó la constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico para el segundo cambio ya que para la primer fuente no se tenía lectura de referencia. Así, al comparar las lecturas corregidas L_{MC} se observó una discrepancia de 0.6 % entre la L_{MC2} y L_{MC1} , valor menor al 2 %, lo cual nos indica que el conjunto dosimétrico se encuentra dentro de los límites de tolerancia y aún no es necesario una calibración del equipamiento.

Al hacer una comparación con la literatura, se obtuvo que los resultados de las pruebas realizadas corresponden con las recomendaciones internacionales TECDOC 1151 [23] y al TECDOC 1274 [24] del OIEA. Las pruebas en mención, tienen un orden para realizarse, prueba de fuga, repetitividad y cálculo del desvío en relación a la referencia con el factor de corrección de temperatura y presión; es decir, si una de las pruebas falla, lo más probable es que el resto de pruebas no cumplan con los límites de tolerancia y sea necesaria una calibración del conjunto dosimétrico.

6.1.3. Tasa de referencia de Kerma en aire

En el búnker de braquiterapia se registró la temperatura y presión para calcular el factor de corrección por temperatura y presión (Ec.20). Para el factor de corrección por recombinación iónica, se tomaron 5 medidas de corriente en nA a +300 V (L_{M1} [nA]) y a +150 V (L_{M2} [nA]) para calcular el promedio con Ec.17 y así obtener el factor de corrección con Ec.23. Los resultados se muestran en la tabla 6.

Tabla 6: Factores de corrección de la variable tasa de referencia de kerma en aire

Prueba	Parámetros	Fuente 1	Fuente 2
Corrección por Temperatura y Presión	T [°C]	20.1	19.1
	P [kPa]	90.3	90.4
	k_{TP}	1.1	1.1
Corrección por recombinación iónica	M_1 [nA] (+300 V)	7 334.8	7 681.0
		7 335.6	7 663.0
		7 336.5	7 662.0
		7 334.3	7 655.0
		7 333.7	7 689.0
	M_2 [nA] (+150 V)	7 224.9	7 542.0
		7 219.3	7 533.0
		7 220.1	7 535.0
		7 222.3	7 531.0
		7 221.3	7 530.0
	L_{M1} [nA]	7 335.0	7 669.0
	L_{M2} [nA]	7 222.0	7 534.0
	k_s	1.0	1.0

El Punto efectivo de la cámara de pozo, se determinó de la siguiente forma: del certificado de calibración de la cámara de pozo, se obtuvo el valor del punto de referencia de la fuente, 52 mm desde la parte inferior del inserto de la cámara. El tubo de transferencia que conecta el cabezal de BRAVOS con la cámara de pozo, incluyendo el aplicador que va dentro del inserto mide en total 1 500 mm. Sin embargo, el tubo de transferencia mas el aplicador quedan 5 mm por encima de la parte inferior del inserto de la cámara (figura 11) así, se sumó 5 mm al valor anterior, para un total de 1 500.5 mm (punto más bajo dentro de la cavidad de la cámara). Al restar $1\,500.5\text{ mm} - 52.0\text{ mm} = 1\,448.5\text{ mm}$, se obtuvo la distancia entre la mitad del inserto hasta la parte inferior del mismo. Teniendo en cuenta el tamaño de la cápsula que contiene la fuente (4.52 mm), se obtuvo $1448.50\text{ mm} + 2.26\text{ mm} \approx 1\,451.0\text{ mm}$ como la posición de punto efectivo nominal.

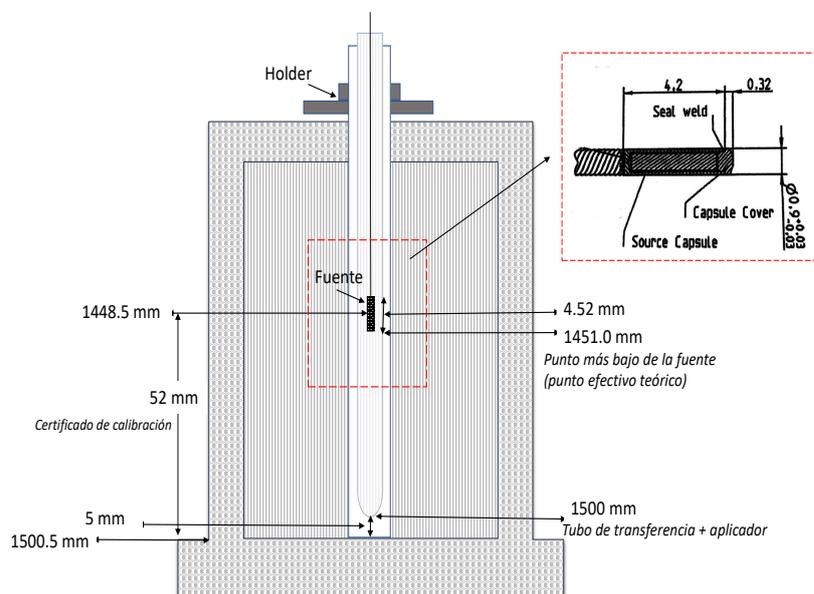


Figura 11: Punto efectivo nominal de la cámara de pozo

Se realizaron mediciones desde las posiciones 1 463 a 1 441 mm con una variación de 2 mm y un tiempo de parada de 30 s, obteniendo los valores que se muestran en la figura 12

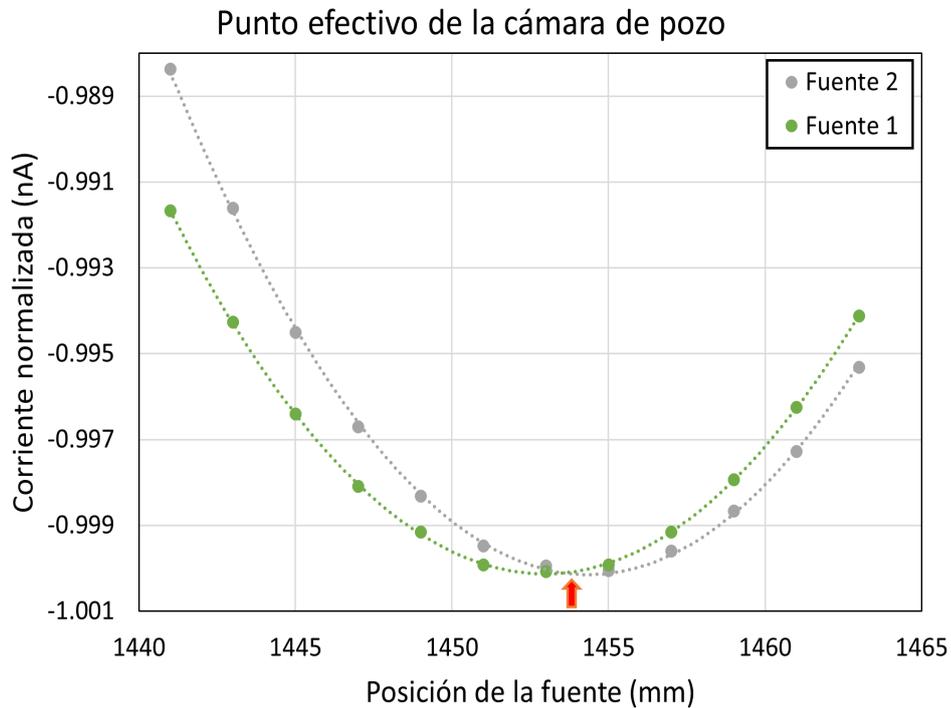


Figura 12: *Punto efectivo medido de la cámara de pozo*

Para cada curva, se calculó la primera derivada para obtener el valor mínimo de dicha curva; así, se obtuvo el valor mínimo de ambas curvas en la posición 1454 mm. De los datos registrados, se normalizaron los datos con respecto al valor de corriente mínimo obtenido, se muestra el punto efectivo de medida para ambas curvas en la posición 1454 mm.

En 1454 mm se realizaron 3 mediciones de corriente, se calculó el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación (tabla 7) para estimar la tasa de kerma en aire.

Con la lectura de corriente promedio en el punto efectivo de la cámara de pozo (L_{EF}), el factor de calibración de la cámara, el factor de calibración del electrómetro, el factor de corrección por temperatura y presión y el factor de corrección por recombinación iónica, con Ec.26, se obtuvo la tasa de Kerma calculado (K_{med}) para ser comparado con la tasa de Kerma de referencia (K_{ref}). Los resultados se muestran en la tabla 7.

Tabla 7: Resultados de la evaluación de la variable tasa de referencia de kerma en aire

Prueba	Parámetros	Fuente 1	Fuente 2
Promedio del punto efectivo	L_{EF} [nA]	65.41	86.16
	σ [nA]	0.03	0.26
	$C.V$ [%]	0.05	0.30
Kerma en aire	K_{med} [mGy/h]	33.34	44.70
	K_{ref} [mGy/h]	34.26	45.28
	error [%]	2.7	1.3

Análisis y discusión:

La diferencia de la posición medida y la de referencia fue de 3 mm al compararlo con los de la fuente en uso clínico (5mm) observamos que esta diferencia presenta un 60 % discrepancia en una posición de la fuente. Sin embargo, esta posición no altera significativamente la medición de la tasa del Kerma en aire. Este diferencia puede ser atribuible a la colocación o fijación del catéter dentro de la cámara de pozo.

Para ambas fuentes, se evidenció concordancia en la posición del punto efectivo de medición para ambas curvas en la misma profundidad.

Referente a la tasa de Kerma en aire, en la tabla 7, se observan diferencia significativa en el porcentaje de error entre la fuente 1 y 2. Sin embargo, la tolerancia estipulada en el certificado de calibración de la fuente, realizada en un laboratorio secundario, se estima en 5 %, superior al valor obtenido en este estudio

Al hacer una comparación con la literatura, se obtuvo que los resultados de las pruebas realizadas corresponden con las recomendaciones internacionales TECDOC 1151 [23] y al TECDOC 1274 [24] del OIEA.

6.2. VARIABLES DEMOGRÁFICAS

Durante el estudio, 20 pacientes recibieron tratamiento de braquiterapia ginecológica intracavitaria con aplicador Fletcher y ninguna con aplicador tipo anillo tándem. La media de edad de los tratamientos realizados fue 51 $IC_{95\%}$:[44, 58] años. La paciente con menor edad en la población fue de 28 años y la de mayor edad fue de 77 años.

En la figura 13(a) se muestra la distribución del ciclo de vida del grupo de pacientes, en la cual, la juventud no registró ningún caso; adultez registró 15 pacientes con una media de 45 $IC_{95\%}$:[39, 51] años y vejez registró 5 casos, con una media de 70 $IC_{95\%}$:[61, 80] años. Para el total de la población, los diagnósticos encontrados fueron: C53.0 (Tumor Maligno del Endocervix), C53.1 (Tumor Maligno del Exocervix) y C53.9 (Tumor Maligno del Cuello del Útero, sin otra especificación) con 1, 9 y 10 diagnósticos de las pacientes respectivamente (figura 13(b)). Para la estadificación sin especificar el diagnóstico, se registraron 3, 13 y 4

pacientes con estadios II, III y IV, respectivamente (figura 13(c)).

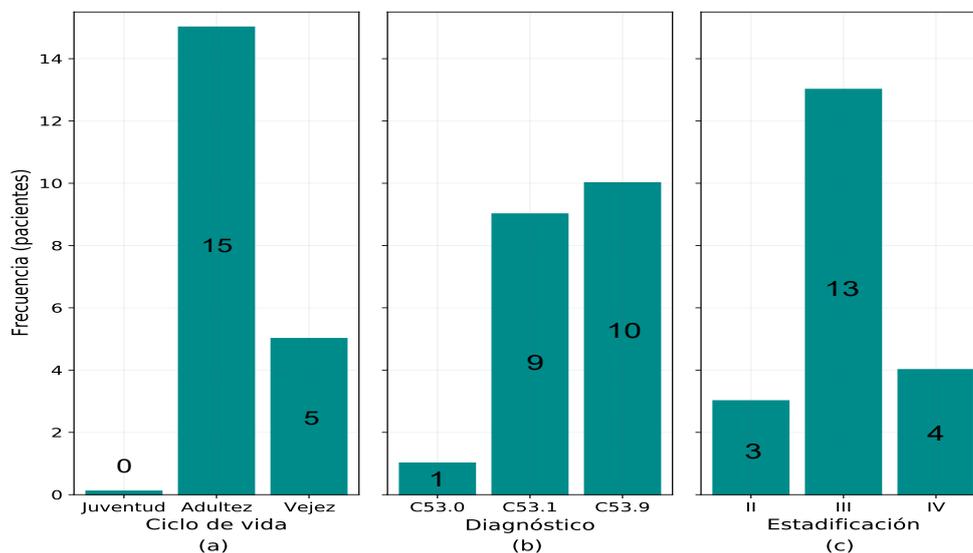


Figura 13: Distribución de (a) ciclo de vida, (b) Diagnóstico y (c) estadificación de las pacientes que recibieron tratamiento de braquiterapia ginecológica.

En la tabla 8 se muestra el número de registros obtenidos por los pacientes según en ciclo de vida, diagnóstico y estadificación.

Tabla 8: Distribución de los pacientes según ciclo de vida, diagnóstico y estadificación

		n	%	IC _{95%}	
				Inf	Sup
Ciclo de vida	Juventud	0	—	—	—
	Adulthood	15	75.0 %	50.4 %	89.8 %
	Vejez	5	25.0 %	10.2 %	49.6 %
Diagnóstico	C53.0	1	5.0 %	0.6 %	31.0 %
	C53.1	9	45.0 %	24.2 %	67.7 %
	C53.8	0	—	—	—
	C53.9	10	50.0 %	28.2 %	71.8 %
Estadificación	I	0	—	—	—
	II	3	15.0 %	4.5 %	39.6 %
	III	13	65.0 %	41.0 %	83.2 %
	IV	4	20.0 %	7.2 %	44.6 %

En la figura 14, se muestran los resultados obtenidos, en la cual se observa que los diagnósticos C53.0, C53.1 y C53.9 presentaron 1, 9 y 5 pacientes para la adultez y para la

vejez 5 pacientes con diagnóstico C53.9. Para los diagnósticos II, III y IV para la adultez se registraron 3, 9 y 3 pacientes, respectivamente. Para la vejez, se registraron estadificaciones III y IV con 4 y 1 paciente, respectivamente.

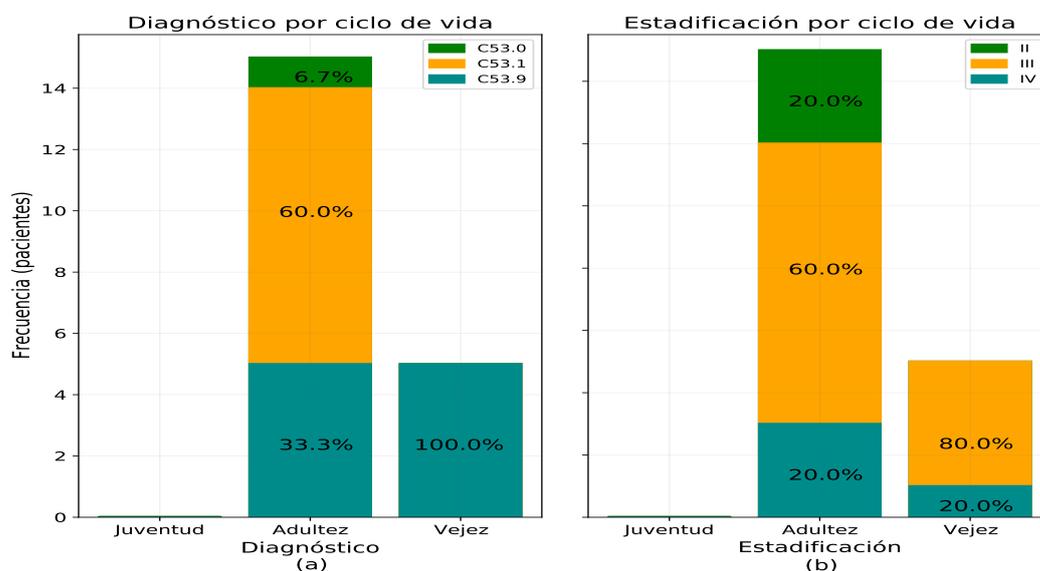


Figura 14: (a) Histograma que muestra el ciclo de vida vs el diagnóstico. (b) Histograma que muestra el ciclo de vida vs la estadificación.

La tabla 9, muestra el número de registros obtenidos en la adultez y vejez al relacionarlos con el diagnóstico y estadificación con su respectivo porcentaje e índice de confianza.

Tabla 9: Distribución de diagnóstico y estadificación por ciclo de vida

		Adultez				Vejez			
		n	%	IC _{95%}		n	%	IC _{95%}	
				Inf	Sup			Inf	Sup
Diagnóstico	C53.0	1	6.7%	0.7%	39.7%	0	–	–	–
	C53.1	9	60.0%	32.6%	82.3%	0	–	–	–
	C53.9	5	33.3%	13.4%	61.8%	5	100%	–	–
Estadificación	II	3	20.0%	5.9%	49.9%	0	–	–	–
	III	9	60.0%	32.6%	82.3%	4	80.0%	15.2%	98.8%
	IV	3	20.0%	5.9%	49.9%	1	20.0%	1.1%	84.8%

Para nuestra población, se obtuvo que gran parte de las pacientes estuvieron en el ciclo de la adultez. Así, se encontró que la mejor forma de representar los datos fue estableciendo rangos por cada quindenio como se muestra en la figura 15(a). Adicionalmente, se relacionó los datos registrados con el diagnóstico y la estadificación en el literal (b) y (c) de la misma figura.

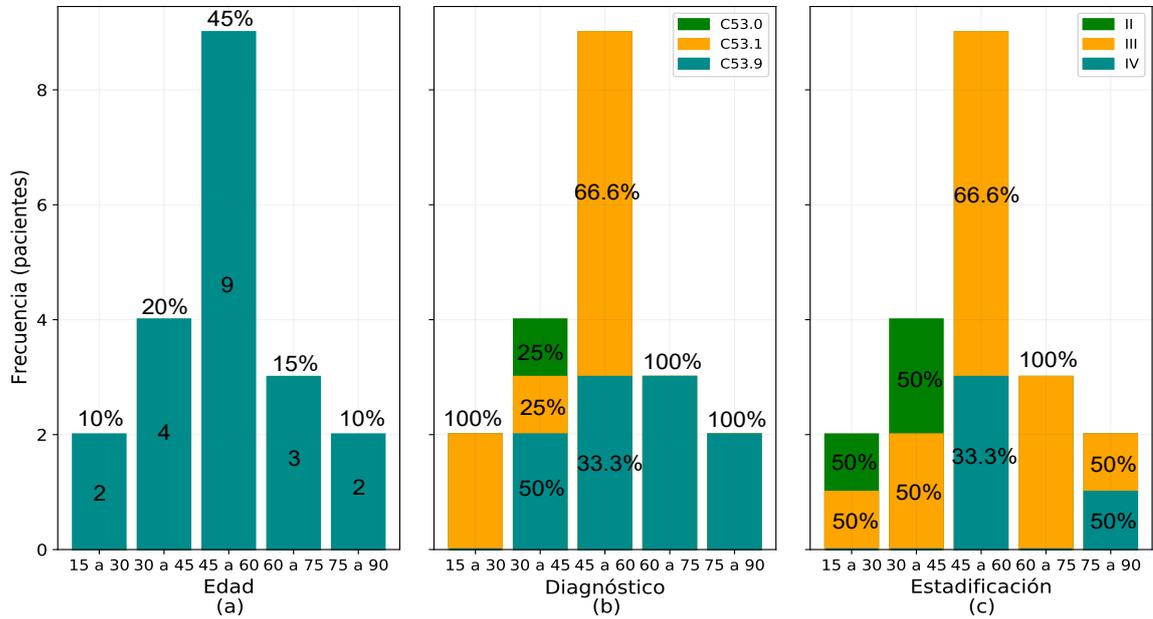


Figura 15: (a) Histograma que muestra la distribución de las pacientes por quindenio. (b) Histograma que muestra el ciclo de vida vs el diagnóstico. (c) Histograma que muestra el ciclo de vida vs la estadificación.

La tabla 10, muestra el número de registros obtenidos por quindenio con su respectivo porcentaje e índice de confianza.

Tabla 10: Distribución de la población por quindenios

		n	%	IC _{95%}	
				Inf	Sup
Quindenio	15 a 30 años	2	10.0%	2.3%	34.6%
	35 a 45 años	4	20.0%	7.2%	44.6%
	45 a 60 años	9	45.0%	24.2%	67.7%
	60 a 75 años	3	15.0%	4.5%	39.6%
	75 a 90 años	2	10.0%	2.3%	34.6%

La tabla 11, muestra el número de registros obtenidos por quindenio al relacionarlos con el diagnóstico y estadificación con respectivo porcentaje e índice de confianza.

Tabla 11: Distribución de diagnóstico y estadificación por quindenio

	Diagnóstico					Estadificación				
		n	%	IC _{95%}			n	%	IC _{95%}	
				Inf	Sup				Inf	Sup
15 a 30 años	C53.0	0	–	–	–	II	1	50.0 %	0.0 %	100 %
	C53.1	2	100 %	–	–	III	1	50.0 %	0.0 %	100 %
	C53.9	0	–	–	–	IV	0	–	–	–
35 a 45 años	C53.0	1	25.0 %	0.8 %	92.9 %	II	2	50.0 %	3.9 %	96.0 %
	C53.1	1	25.0 %	0.8 %	92.9 %	III	2	50.0 %	3.9 %	96.0 %
	C53.9	2	50.0 %	3.9 %	96.0 %	IV	0	–	–	–
45 a 60 años	C53.0	0	–	–	–	II	0	–	–	–
	C53.1	6	66.6 %	28.1 %	91.0 %	III	6	66.6 %	28.1 %	91.0 %
	C53.9	3	33.3 %	8.9 %	71.9 %	IV	3	33.3 %	8.9 %	71.9 %
60 a 75 años	C53.0	0	–	–	–	II	0	–	–	–
	C53.1	0	–	–	–	III	3	100 %	–	–
	C53.9	3	100 %	0.0 %	100 %	IV	0	–	–	–
75 a 90 años	C53.0	0	–	–	–	II	0	–	–	–
	C53.1	0	–	–	–	III	1	50.0 %	–	–
	C53.9	2	100 %	–	–	IV	1	50.0 %	0.0 %	100 %

Análisis y discusión:

En la figura 13, se observó que la población del estudio presentó más casos en la adultez (75 % IC_{95%}: [50.4 %, 89.8 %]) los cual permite establecer el nicho de atención del servicio en mujeres entre 27 y 59 años. Cerrando un poco el rango de edades se mostró que en la figura 15(a) el quindenio de 45 a 60 años representa casi la mitad de la población con un 45 % (IC_{95%}: [24.2 %, 67.7 %]); es decir, que se esperan que las mujeres a tratar en el servicio presenten una edad media de 53 años (IC_{95%}: [50.1, 55.1]) años.

En cuanto al diagnóstico de la población se mostró que la mitad de la población que fue tratada con braquiterapia presentaron diagnóstico de tumor maligno del cuello del útero (C53.9) (50 % IC_{95%}: [28.2 %, 71.8 %]). Para esta muestra de la población se registró un intervalo de confianza muy alto que abarca entre el 30 % y 70 % aproximadamente de la población total, otro diagnóstico relevante fue tumor maligno del exocervix (C53.1) con un poco menos de la mitad de los casos con 45 % (IC_{95%}: [24.2 %, 67.7 %]). Los otros diagnósticos, se observaron como casos.

Por otro lado, se observó que la mayoría de los estadios tratados eran III con un 65 % (IC_{95%}: [41.0 %, 83.2 %]) de la población total. En la figura 14 se observó que al clasificar el diagnóstico y la estadificación por ciclo de vida, ratifica que en la adultez el diagnóstico tumor maligno del exocervix (C53.1) es más predominante con 60 % de los casos (IC_{95%}: [32.6 %, 82.3 %]) con estadificación III (60 % IC_{95%}: [32.6 %, 82.3 %]).

Lo anterior permite establecer que para este estudio hay una mayor incidencia de cáncer de cuello uterino con diagnóstico de tumor maligno del cuello del útero que se encuentran en este rango de edad, lo que concuerda con las estadísticas para Colombia según Bruni *et al.* [2] y según el Ministerio de salud con su informe de “Situación del cáncer en la población adulta atendido en el SGSSS de Colombia 2021-[62], en los cuales se reporta una incidencia de cáncer de cérvix en pacientes entre 30 y 49 años, mientras que en este estudio se obtuvo un rango de 44 a 58 años, que puede ser atribuible a los pocos datos del estudio. En el mismo documento, se muestra la distribución del tratamiento según el estadio clínico al diagnóstico, en la cual hay una mayor frecuencia en estadio III al igual que este estudio.

6.3. COBERTURA TUMORAL

6.3.1. Análisis dosimétrico entre planeación con prescripción a CTV vs planeación con prescripción a puntos A

De las 20 pacientes del estudio, se registraron 80 planes de tratamiento; es decir, se realizaron en promedio 4 planes de tratamiento por paciente.

Se evaluó inicialmente que el plan de tratamiento recibido por la paciente, se encontraba dentro del protocolo institucional de prescripción para CTV_{HDR}, OARs.

Adicionalmente, se replaneó con técnica de prescripción a puntos A y se registraron las dosis tanto en CTV_{HDR} y OARs.

En la figura 16(a), se observan los datos obtenidos por la planeación recibida por cada paciente; de igual manera, muestra la distribución realizada entre la dosis prescrita y dosis recibida por cada plan de tratamiento realizado de acuerdo con el criterio de $D_{95} \% \geq 665\text{cGy}$ (95% de la dosis prescrita inicialmente). En el literal (b) se registró los datos de las dosis recibidas por el recto y vejiga de la planeación aplicada en cada paciente; y en (c), se registraron los datos de dosis de recto y vejiga con base a una planeación alterna con técnica de prescripción por puntos A.

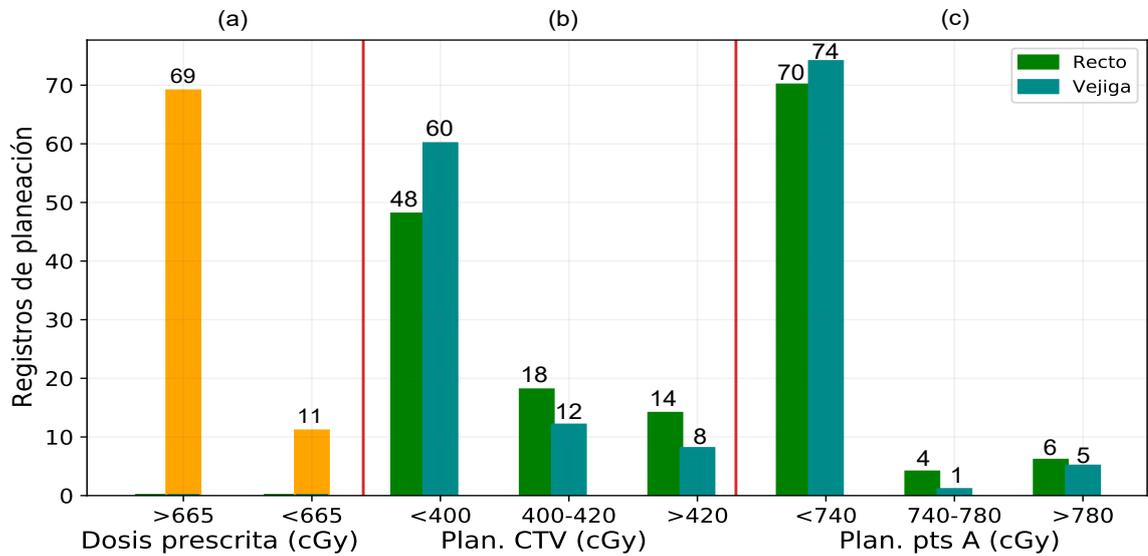


Figura 16: (a) Distribución entre la dosis prescrita y dosis recibida por cada plan de tratamiento realizado de acuerdo con el criterio de $D_{95} \% \geq 665 \text{cGy}$. (b) Distribución de la dosis recibida por los órganos a riesgo en la planeación volumétrica. (c) Distribución de la dosis recibida por los órganos a riesgo en la planeación convencional.

De los 80 registros, 69 planeaciones (86.2% $IC_{95\%} : [76.7, 92.3]$) se encontraron dentro de $D_{95} \% \geq 665 \text{cGy}$, los cuales fueron prescritos con 700 cGy. Sin embargo, 11 planeaciones (13.8% $IC_{95\%} : [7.7, 23.3]$) estaban con $D_{95} \% \leq 665 \text{cGy}$, atribuible a la disminución de la dosis de prescripción de 700 cGy a 600 cGy en vía de conservación de los órganos a riesgo como vejiga y recto; es decir, que cuando la prescripción inicial superaba notablemente las restricciones de dosis de los OARs, se preservó los OAR como indicación clínica bajo las restricciones de dosis según protocolo institucional y límite de dosis reportados en la literatura por Viswanathan, Mahantshetty, Patel y *et al.* [7, 25, 26, 42].

En la parte (b) de la figura 16, se observa la distribución de la planeación volumétrica entregada a la paciente respecto a los límites de tolerancia de vejiga y recto, donde 14 y 8 planes de tratamiento estaban por fuera de los límites de tolerancia para recto y vejiga respectivamente. Dentro de la zona de alta dosis pero tolerable se registraron 18 y 12 planes de tratamiento donde el recto y la vejiga estaban en la zona de tolerancia entre 4.0 y 4.2 Gy. Con la planeación alterna de prescripción de puntos A (figura 16(c)), se pretendió comparar la situación anatómica del paciente en ese estado de la planeación y evaluar la dosis en los OARs. Se observó que con la planeación alterna se tiene menos casos en los cuales el recto y vejiga estaban fuera de la tolerancia, con 6 y 5 casos para recto y vejiga, respectivamente.

En la figura 17 se muestran las dosis recibidas por los OARs tanto para planeaciones Volumétricas y puntos A.

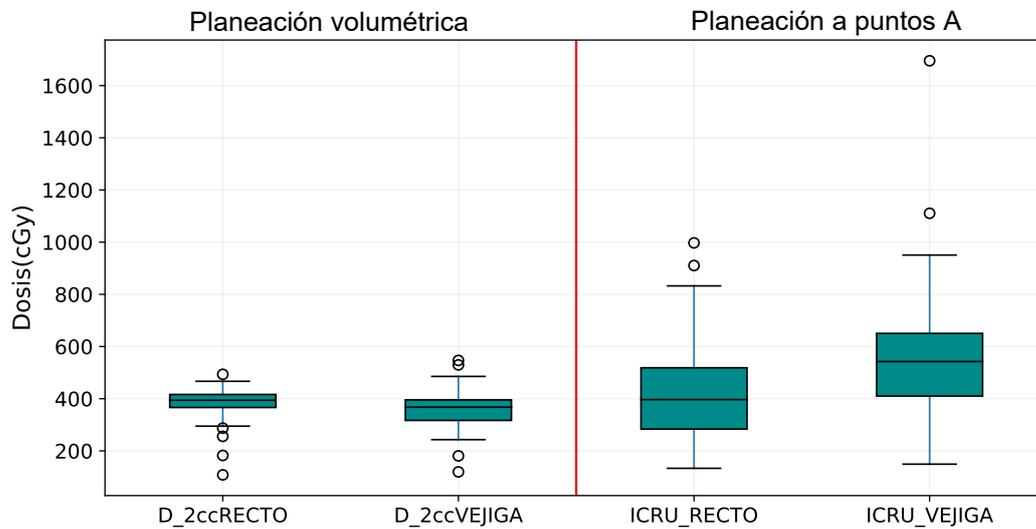


Figura 17: Dosis que recibieron los OARs [cGy] en la planeación volumétrica: 2cc de Recto y 2cc de Vejiga y en la planeación convencional: Punto ICRU de Recto y Punto ICRU de Vejiga

Para las planeaciones recibidas por las pacientes, el recto registró una mediana de dosis de D_{2cc} de 381.8 cGy ($IC_{95\%}$: [369.3, 394.4] cGy); la vejiga tuvo una mediana de dosis de D_{2cc} de 357.4 cGy ($IC_{95\%}$: [342.4, 372.5] cGy). Siguiendo con el ejercicio de comparar con planeación a puntos A, se registró que la mediana de dosis del punto ICRU de recto es de 428.4 cGy ($IC_{95\%}$: [387.3, 469.2]cGy); la mediana de dosis del punto ICRU de vejiga de 551.5 cGy ($IC_{95\%}$: [501.9, 601.1] cGy).

Análisis y Discusión:

En la distribución de las planeaciones bajo el índice de aceptación de $D_{95\%} \geq 665cGy$ se observó que la mayoría estaban dentro del índice de aceptación y al evaluar las que estuvieron menores al criterio de evaluación, se evidenció que posiblemente era atribuible a una preparación inadecuada del recto o vejiga de la paciente en esa aplicación, ya que para una u otra aplicación podía o no estar dentro del índice de aceptación.

Como el servicio se estaba iniciando al mismo tiempo que este estudio, se pudo apreciar que a medida que aumentaba la curva de aprendizaje y el start up del servicio de braquiterapia, disminuyeron los casos de las planeaciones que estaban por fuera del índice de aceptación, lo cual mejoró considerablemente con educación al paciente en cuanto a preparación previa al tratamiento.

En cuanto a la comparación de la planeación volumétrica entregada al paciente y la planeación alterna con técnica de prescripción de puntos A, se observó que existe una ligera sensación que con la técnica de puntos A, se logra más fácilmente los constrains de los OARs, pero es de aclarar que esta comparación no es significativa ya que la definición de dosis de puntos ICRU es muy diferente a la dosis en 2cc del OAR (D_{2cc}).

Por la razón anterior, se analizó ambas planeaciones con respecto a los mismos parámetros de la planeación volumétrica. La distribución de los datos se muestran en la figura 18.

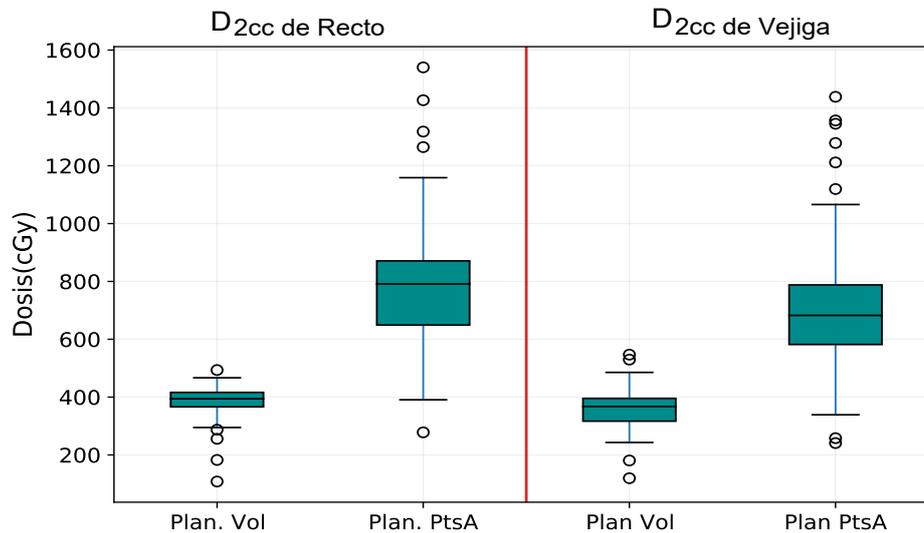


Figura 18: Comparación de la dosis recibida D_{2cc} del OAR para la planeación volumétrica y Planeación con técnica a puntos A

Para Recto:

La mediana de dosis de $D_{2cc \text{ Recto}}$ para recto fue de 381.8 cGy ($IC_{95\%} : [369.3, 394.4]$ cGy) y 791.4 cGy ($IC_{95\%} : [743.9, 838.8]$ cGy) para planeación volumétrica y planeación a puntos A, respectivamente. Se evidencia que para el recto existe una relación del doble de la dosis ($D_{2cc \text{ Recto}}(\text{Puntos A})/D_{2cc \text{ Recto}}(\text{Volumétrica}) = 2.1$ $IC_{95\%} : [1.9, 2.2]$), lo que podría indicar que una prescripción a puntos A, aumenta la mediana de dosis en 2 cc del recto en comparación con la técnica .

Para vejiga:

La vejiga presentó el mismo comportamiento del recto, al evaluar la dosis $D_{2cc \text{ Vejiga}}(\text{Puntos A})/D_{2cc \text{ Vejiga}}(\text{volumétrica}) = 2.0$ $IC_{95\%} : [1.9, 2.1]$.

En ambos casos, se evidencia un aumento de la mediana de dosis de los OAR en un factor de 2, sin importar el órgano a riesgo. Lo que se puede deducir que una planeación con técnica a puntos A que usualmente se realiza con imágenes 2D, no permite estimar la dosis recibida por los OAR, donde estos resultados también van acorde con lo reportado por Chacon, Derks, Potter y *et al.* [63, 64, 5], los cuales se reporta una reducción de toxicidad en los órganos a riesgo con la planeación volumétrica atribuible a menor dosis recibida en OARs.

El anterior análisis, nos lleva a realizar una comparación adicional respecto a la distancia de los órganos a riesgo y los aplicadores usados, donde se tenga en cuenta una posible

influencia a disminuir o aumentar la dosis de prescripción por cercanía de los OARs.

De las planeaciones volumétrica y de puntos A, se tomaron los siguientes datos:

- 1) volumen del CTV (V_{CTV}) contorneado por el médico radioncólogo,
- 2) volumen de la isodosis de la prescripción entregada con la planeación V_{ICTV} ,
- 3) volumen de la isodosis con prescripción a puntos A (V_{IA}),
- 4) volumen del recto (V_{Recto}) y
- 5) volumen de la vejiga (V_{Vejiga}).

Los resultados obtenidos se observan en la figura 19.

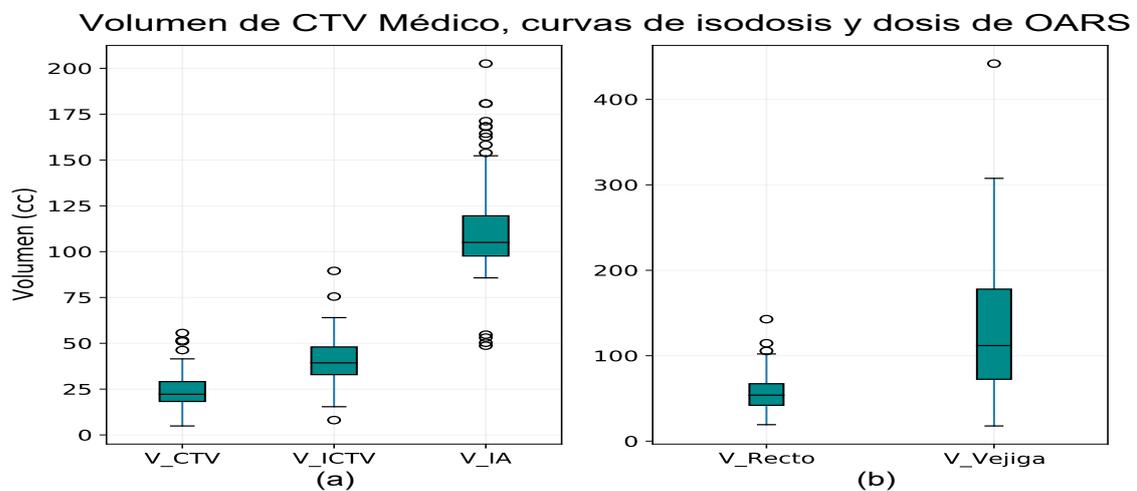


Figura 19: (a) Volumen del CTV Médico y de las curvas de isodosis con prescripción a CTV y a pts A, en donde V_{CTV} : volumen contorneado por el médico radioncólogo, V_{ICTV} : volumen de la isodosis de la prescripción entregada con la planeación, V_{IA} : volumen de la isodosis con prescripción a puntos A. (b) Volumen de los órganos a riesgo, V_{Recto} : volumen del recto y V_{Vejiga} : volumen de la vejiga

De los volúmenes obtenidos, para el volumen del CTV (V_{CTV}) contorneado por el médico radioncólogo, la curva de isodosis de planeación con prescripción a CTV y la curva de isodosis de planeación con prescripción a puntos A, se obtuvo medianas de 22.2 ± 9.9 cc, 39.3 ± 13.4 cc y 105.1 ± 28.9 cc, respectivamente. Lo que evidencia, que la curva de la isodosis de la planeación con puntos A, es más grande de que la planeación volumétrica y del CTV contorneado por el médico ($V_{IA}/V_{CTV} = 4.7 \pm 3.1$ y $V_{ICTV}/V_{CTV} = 1.6 \pm 0.5$).

Lo anterior indica que, la curva de isodosis de planeación con técnica de prescripción a puntos A, es 4.7 veces más grande que el CTV. Para la planeación volumétrica, se obtuvo que la curva de isodosis con prescripción a CTV es 1.6 veces mayor que el volumen del mismo, contorneado por el médico radioncólogo. Ahora, si bien en ambas relaciones la curva de isodosis de planeación presenta un volumen mayor, no garantiza que todo el CTV esté dentro de dicha curva. Para ello, se obtuvo el volumen del CTV que queda por fuera de la

curva de isodosis (D95 %) en ambas planeaciones, y se obtuvo una mediana de volumen de 0.6 ± 0.4 cc y 0.1 ± 0.2 cc para la planeación volumétrica y puntos A, respectivamente. Así, el volumen del CTV que quedó por fuera de la curva de isodosis (D95 %) fueron valores cercanos a cero para ambas planeaciones, con lo cual, el volumen tratado con dosis menor a la prescrita fue pequeño (menor al 2 %) en comparación al volumen del CTV total. Por otro lado, al analizar el volumen de la curva de isodosis que cubre la planeación convencional con el de la planeación volumétrica, se puede notar que en la primera, se abarcó un volumen mayor, lo que indica que el volumen irradiado puede incluir en la mayoría de los casos el volumen que está contorneado por el médico radioncólogo.

En los 3 criterios de la figura 19(a) se observa que el rango intercuartílico es estrecho, presentan varios valores atípicos, pero su dispersión es pequeña, lo que puede decir que el comportamiento de un aumento de volumen en tejido sano o tumoral puede ser más grande de lo que se ha delimitado como CTV.

En cuanto a los órganos a riesgo de vejiga y recto, se observa para recto un distribución muy centrada en el rango intercuartílico, con una mediana de 53.8 ± 22.6 cc y para vejiga de 111.9 ± 72.9 cc, donde la vejiga presenta mayor dispersión en el mismo rango y mayor variabilidad en su tamaño.

Se midió la distancia entre la mitad del stopper del tándem al punto más cercano del OAR donde se ubica 2cc de mayor dosis de radiación recibida sobre un corte sagital como se puede ver en la figura 20. Los resultados se muestran en la figura 21.

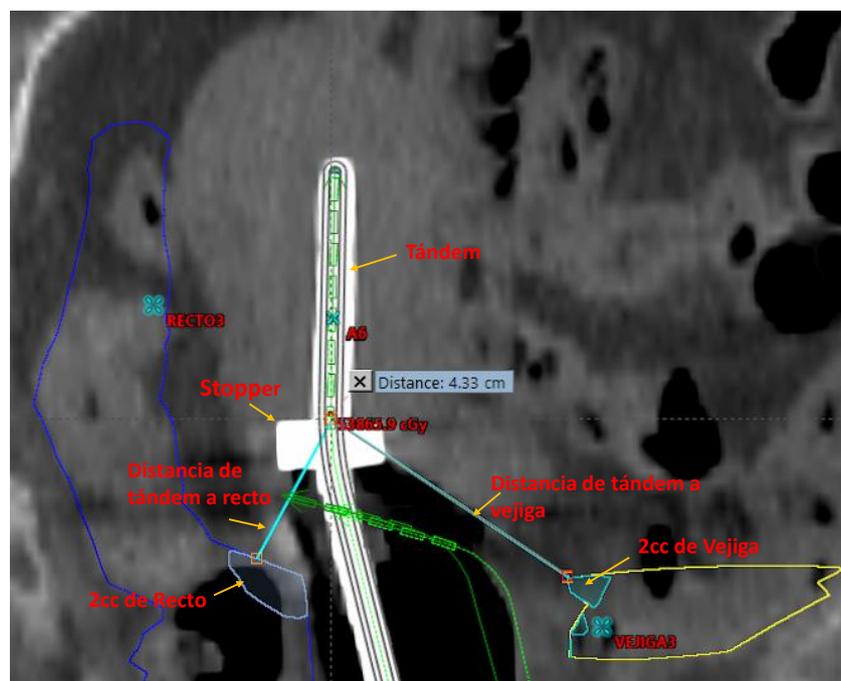


Figura 20: Distancia entre la mitad del stopper del tándem al punto más cercano de 2cc del OAR

Para la distancia del recto al tándem se obtuvo una mediana de 1.9 ± 0.6 cm y para la distancia de la vejiga al tándem una mediana de 1.8 ± 0.6 cm. Lo anterior nos indica que hay una dispersión aleatoria entre los diferentes planeaciones realizadas pero que la vejiga tiene datos centrales más próximos que el recto.

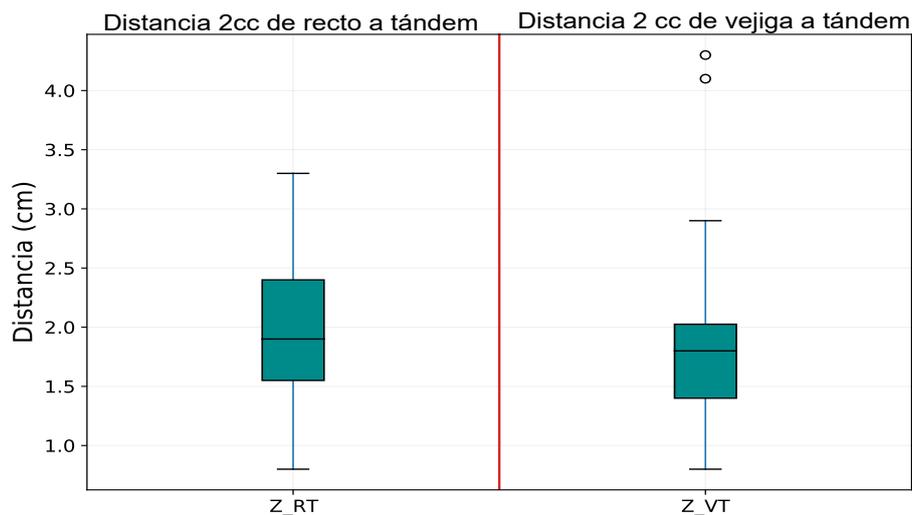


Figura 21: *Distancia entre 2cc de OAR y stopper del tandem [cm]*

Índice de Cercanía a Órganos a Riesgo - ICOAR

De acuerdo con la cercanía de los OAR con el tándem, realizamos las siguientes hipótesis:

H_0 : La cercanía del OAR al tándem no afecta la reducción de la dosis de prescripción

H_1 : La cercanía del OAR al tándem afecta la reducción de la dosis de prescripción

Con los datos de volumen y distancia, se planteó un índice de cercanía a órganos a riesgo (ICOAR) para los órganos: recto y vejiga. Para relacionar las dos variables, se propone la relación de la distancia registrada como un radio vector \mathbf{r} para Z_{RT} y Z_{VT} , estimando una esfera de volumen $4/3\pi r^3$ para compararlo con el volumen del órgano a riesgo. Entonces,

$$ICOAR_{OAR} \approx \frac{4/3 \times \pi \times Z_{OAR}^3}{V_{OAR}} = \frac{V_{Z_{OAR}}}{V_{OAR}} \quad (\text{Ec.26})$$

en donde, Z_{OAR} es la distancia de OAR a tándem [cm] (Se omiten valores atípicos de Z_{VT} (figura 21)), $V_{Z_{OAR}}$: Volumen calculado como esférico de radio Z_{OAR} y V_{OAR} es el Volumen de OAR (Se omiten valores atípicos de V_{Recto} y V_{Vejiga} (figura 19(b)))

Se debe tener en cuenta que el índice ICOAR no es normalizable por las características físicas de la paciente como estatura, peso, talla.

Para aceptar o rechazar las hipótesis planteadas, se realizó la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov a las variables relacionadas:

Para la dosis CTV los resultados de los datos fueron no normales con $p=0.00 < 0.05$ y para ICOAR tampoco se encontró normalidad con $p=0.00 < 0.05$. Con lo anterior aplicamos una correlación no paramétrica entre Dosis CTV e ICOAR para cada OAR usando Rho de Spearman y se obtuvieron los siguientes datos.

		ICOAR _{Recto}	ICOAR _{Vejiga}
Dosis de CTV Médico	Coefficiente de correlación	0.064	-0.021
	Sig (bilateral)	0.579	0.855

Tabla 12: Correlación no paramétrica - Prueba Rho de Spearman

En la tabla 13 se muestra que la correlación entre coeficiente de correlación entre la dosis que recibe el CTV médico y los índices de cercanía de recto y vejiga son cercanos a cero, podemos decir que dicha relación es débil con tendencia a no existir.

Así, se acepta la hipótesis nula, es decir, la cercanía del órgano a riesgo OAR al tándem no afecta la reducción de la dosis de prescripción.

Sin embargo, con el resultado anterior, se realiza una gráfica (figura (22)) de cajas y bigotes para estimar la distribución del ICOAR por cada órgano.

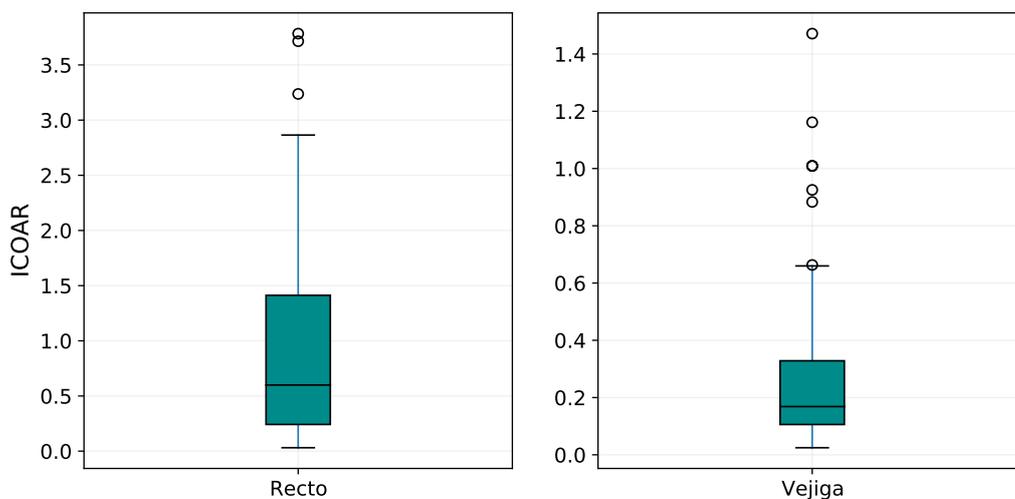


Figura 22: (a) Índice de cercanía de recto. (b) Índice de cercanía de vejiga.

Se obtuvo una mediana de ICOAR de 0.60 ± 0.85 y 0.17 ± 0.30 para el índice de cercanía de recto y vejiga, respectivamente. El índice de cercanía de recto ($ICOAR_{Recto}$) es más grande que el índice de cercanía para la vejiga ($ICOAR_{Vejiga}$), mostrando una mayor dispersión de los datos, lo que evidenció un mayor control en el $ICOAR_{Vejiga}$ relacionado con el volumen del órgano y la preparación de la paciente antes del tratamiento.

Tomando el rango intercuartílico de la figura 22, se clasificó el ICOAR en dos grupos: El primero que corresponde a los valores dentro del rango intercuartílico (Q3-Q1) y el segundo para aquellos valores de ICOAR fuera del mismo. Se normalizaron los ICOARs teniendo en cuenta la siguiente ecuación:

$$ICOAR_{Norm} = \frac{ICOAR_{OAR} - ICOAR_{min}}{ICOAR_{max} - ICOAR_{min}} \quad (\text{Ec.27})$$

en donde, $ICOAR_{OAR}$: Índice de cercanía del órgano a riesgo; $ICOAR_{min}$: Índice de cercanía mínimo; $ICOAR_{max}$: Índice de cercanía máximo

Los resultados obtenidos se muestran en la figura 23:

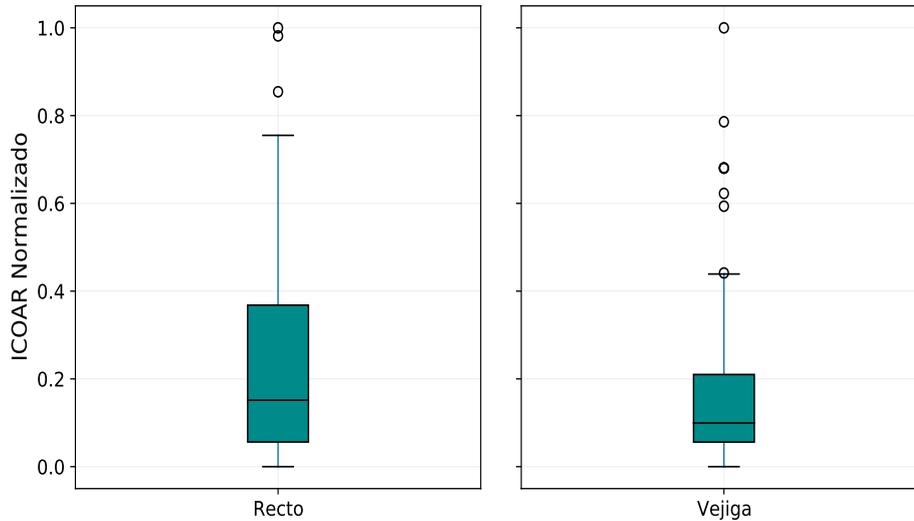


Figura 23: (a) Índice de cercanía de recto normalizado. (b) Índice de cercanía de vejiga normalizado.

Por consiguiente, se buscó una causa efecto probabilístico entre el ICOAR y la reducción o no de dosis en los tratamientos por causa de cercanía de los OAR al tandem. Para calcular el riesgo, se obtuvieron las siguientes tablas de riesgo:

Tabla 13: Tabla de contingencia para $\text{ICOAR}_{\text{Recto}}$. El percentil 25 % y el percentil 75 % presentaron valores de $Q1 = 0.055$ y $Q3 = 0.368$

	Dosis reducida	Dosis prescrita	Total
Entre Q1 y Q3	4	37	41
<Q1 o >Q3	5	31	36
Total	9	68	77

Tabla 14: Tabla de contingencia para $\text{ICOAR}_{\text{Vejiga}}$. El percentil 25 % y el percentil 75 % presentaron valores de $Q1 = 0.056$ y $Q3 = 0.258$

	Dosis reducida	Dosis prescrita	Total
Entre Q1 y Q3	6	34	40
<Q1 o >Q3	5	32	37
Total	11	66	77

Se calculó el riesgo relativo (RR), obteniendo un $\text{RR}_{\text{Recto}} = 0.7$ $\text{IC}_{95\%} : [0.2, 2.4]$ y un $\text{RR}_{\text{Vejiga}} = 1.1$ $\text{IC}_{95\%} : [0.4, 3.3]$ para $\text{ICOAR}_{\text{Recto}}$ e $\text{ICOAR}_{\text{Vejiga}}$, respectivamente.

Para el recto se puede decir que hay un factor protector de 30% menos en la probabilidad de reducir la dosis de prescripción cuando el recto se encuentra dentro del rango intercuartílico del ICOAR normalizado de recto. Mientras que para la vejiga se obtuvo que existe un factor de riesgo en la reducción de la dosis de prescripción cuando el ICOAR de vejiga esta dentro dentro del rango intercuartílico.

En ambos casos no se encontró significancia estadística, lo cual nos sugiere que se debe aumentar el número de registros de planeaciones.

7. CONCLUSIONES

- Los resultados obtenidos al realizar las pruebas diarias del equipo BRAVOS de braquiterapia, indicaron que los indicadores de exposición de la fuente, los mecanismos de interrupción de tratamiento, los sistemas de visualización e intercomunicación, pruebas del dispositivo CamScale y pruebas del software de control funcionan adecuadamente antes de iniciar un tratamiento, garantizando protección y seguridad radiológica tanto para la paciente en procedimiento como para el personal ocupacionalmente expuesto a radiación ionizante.
- Al realizar las pruebas del conjunto dosimétrico para cada cambio de fuente, se obtuvo que la cámara de pozo y electrómetro usados en nuestras mediciones estuvieron dentro de los límites de tolerancia dados por las recomendaciones internacionales, lo cual permitió garantizar la reproducibilidad en las medidas registradas para la prueba de fuga, repetitividad y coeficiente de variación.
- La posición del punto efectivo de medición mostró concordancia en las dos curvas obtenidas para cada cambio de fuente y al comparar los valores obtenidos con el certificado de calibración, se observó una diferencia dentro de los límites de tolerancia propuesta por el laboratorio de calibración secundario.
- Se evidenció que la población más frecuentemente tratada en este estudio dentro del quindenio de 45 a 60 años, tenía una edad media de 53, entre 50.1 y 55.1 años, con diagnóstico de tumor maligno del cuello del útero (C53.9) y estadio III y que se encuentra acorde con los informes reportados por el Ministerio de Salud de Colombia.
- De los 80 registros obtenidos, la mayoría (69 registros) cumplieron con la dosis de prescripción al igual que los órganos a riesgo y estuvieron acordes con las restricciones de dosis, lo que indica que muy pocas veces se debió adaptar la dosis de prescripción por la dosis máxima tolerable de cada OAR.
- Al realizar el análisis dosimétrico entre la planeación volumétrica vs la planeación con técnica de prescripción a puntos A, se obtuvo que al evaluarlas con su propio protocolo cumplen con las restricciones de dosis y prescripción, pero al evaluar los parámetros de la planeación volumétrica en la planeación con prescripción a puntos A, hay un aumento en la dosis de radiación de los órganos a riesgo: recto y vejiga. Esto se debe al cambio de variable entre los punto ICRU y la dosis de 2cc del órgano a riesgo; por lo tanto, se sugiere evitar la planeación con técnica de prescripción a puntos A ya que existe un aumento en la toxicidad acorde con lo reportado por Chacon, Derks, Potter y *et al.* [63, 64, 5].
- En cuanto al volumen tumoral se encontró que el volumen contorneado por el médico radioncólogo tiene diferencias significativas en relación con las curvas de isodosis de prescripción en una planeación volumétrica y en una planeación con técnica de prescripción a puntos A, encontrándose que el volumen de la curva de isodosis de prescripción de la planeación volumétrica es 1.6 veces más grande que el CTV médico, mientras que

la curva de isodosis de planeación con puntos A es 4.7 veces más grande que el CTV contorneado por el médico, lo que implica no sólo mayor dosis al CTV sino también a los órganos a riesgo.

- En busca de un parámetro que permita relacionar la cercanía de los órgano a riesgo, su volumen y la dosis de prescripción con la posible reducción de dosis al CTV contorneado por el médico radioncólogo por una alta dosis en los OAR, se propuso un índice de cercanía de órgano a riesgo ICOAR, lo que evidenció una distribución muy centrada en el rango intercuartílico, que permitió seccionar los datos obtenidos en dos grupos: uno dentro del rango Q1 a Q3 y otro por fuera del rango intercuartílico; así, se encontró que el ICOAR de recto es un factor protector y el ICOAR de vejiga es un factor de riesgo para nuestro estudio pero, de acuerdo al intervalo de confianza, se debe aumentar el número de casos para lograr una significancia estadística .

8. REFERENCIAS

- [1] H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal, and F. Bray, “Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries,” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 71, pp. 209–249, May 2021.
- [2] L. Bruni, G. Albero, B. Serrano, M. Mena, J. Collado, D. Gómez, J. Muñoz, F. Bosch, and S. de San José, “Human Papillomavirus and Related Diseases in Colombia,” *ICO IARC Information Centre on HPV and Cancer (HPV Information Centre*, vol. Summary Report 22 October 2021, 2021.
- [3] K. Han, M. Milosevic, A. Fyles, M. Pintilie, and A. N. Viswanathan, “Trends in the Utilization of Brachytherapy in Cervical Cancer in the United States,” *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 87, pp. 111–119, Sept. 2013.
- [4] P. Georg, S. Lang, J. C. Dimopoulos, W. Dörr, A. E. Sturdza, D. Berger, D. Georg, C. Kirisits, and R. Pötter, “Dose–Volume Histogram Parameters and Late Side Effects in Magnetic Resonance Image–Guided Adaptive Cervical Cancer Brachytherapy,” *International Journal of Radiation Oncology*Biolog*Physics*, vol. 79, pp. 356–362, Feb. 2011.
- [5] R. Pötter, P. Georg, J. C. Dimopoulos, M. Grimm, D. Berger, N. Nesvacil, D. Georg, M. P. Schmid, A. Reinthaller, A. Sturdza, and C. Kirisits, “Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 100, pp. 116–123, July 2011.
- [6] M. C. Tod and W. J. Meredith, “A Dosage System for Use in the Treatment of Cancer of the Uterine Cervix,” *The British Journal of Radiology*, vol. 11, pp. 809–824, Dec. 1938.
- [7] A. N. Viswanathan and B. Thomadsen, “American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part I: General principles,” *Brachytherapy*, vol. 11, pp. 33–46, Jan. 2012.
- [8] C. Haie-Meder, R. Pötter, E. Van Limbergen, E. Briot, M. De Brabandere, J. Dimopoulos, I. Dumas, T. P. Hellebust, C. Kirisits, S. Lang, S. Muschitz, J. Nevinson, A. Nulens, P. Petrow, and N. Wachter-Gerstner, “Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 74, pp. 235–245, Mar. 2005.

-
- [9] R. Pötter, C. Haie-Meder, E. V. Limbergen, I. Barillot, M. D. Brabandere, J. Dimopoulos, I. Dumas, B. Erickson, S. Lang, A. Nulens, P. Petrow, J. Rownd, and C. Kirisits, “Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 78, pp. 67–77, Jan. 2006.
- [10] M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. Saiful Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, and J. F. Williamson, “Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations,” *Medical Physics*, vol. 31, pp. 633–674, Feb. 2004.
- [11] ICRU, *Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology*. No. 38 in ICRU report, Bethesda, Md., U.S.A: International Commission on Radiological Units and Measurements, 1985.
- [12] M. Holmgren, “Brachytherapy for cancer of the cervix. 3D Dose distributions for new ring applicator using BrachyVision, for clinical use Brachytherapy for cancer of the cervix. 3D Dose distributions for new ring applicator using BrachyVision, for clinical use,” 2005.
- [13] A. Camacho, C. Beltran, A. Ramon, and A. Luis, “Criterios de Evaluación en Planes de Tratamiento de Braquiterapia Intracavitaria Tridimensional HDR,” *Asociación Colombiana de Radioterapia Oncológica*, vol. 10, 2013.
- [14] A. Brosed, *Fundamentos de física médica*. Madrid: Aula Documental de Investigación, 2011. OCLC: 908606357.
- [15] B.-A. Jönsson, “Henri Becquerel’s discovery of radioactivity – 125 years later,” *Physica Medica*, vol. 87, pp. 144–146, July 2021.
- [16] G. Kemikler, “History of Brachytherapy,” *Turkish Journal of Oncology*, 2019.
- [17] R. N. , *et al.* “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the aapm radiation therapy committee task group no. 43,” *Med. Phys.*, vol. 22, pp. 209–34, 1995.
- [18] R. N. , *et al.* “Code of practice for brachytherapy physics: Report of the aapm radiation therapy committee task group no. 56,” *Med. Phys.*, vol. 24, pp. 1557–98, 1997.
- [19] H. K. , *et al.* “High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the aapm radiation therapy committee task group no. 59,” *Med. Phys.*, vol. 25, pp. 375–403, 1998(a).
- [20] “Calibration of brachytherapy sources.guidelines to secondary standard dosimetry laboratories (ssdls) and medical physicists on standardized methods for calibration of brachytherapy sources.,”
- [21] International Atomic Energy Agency, *Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy*. 2000.
-

-
- [22] “Calibración, matrices de dosis y control de calidad en braquiterapia: informe del grupo de trabajo de braquiterapia de la sefm,”
- [23] IAEA, “Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad IAEA-TECDOC-1151,” *International Atomic Energy Agency*, 2020.
- [24] IAEA, “Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia: IAEA-TECDOC-1274/S,” *International Atomic Energy Agency*, 2004.
- [25] U. Mahantshetty, S. Gudi, R. Singh, A. Sasidharan, S. C. Sastri, L. Gurram, D. Sharma, S. Ganeshrajah, J. Mg, D. Badakh, A. Basu, F. James, J. Swamidas, T. Kuppuswamy, and R. Bhalavat, “Indian Brachytherapy Society Guidelines for radiotherapeutic management of cervical cancer with special emphasis on high-dose-rate brachytherapy,” *Journal of Contemporary Brachytherapy*, vol. 11, no. 4, pp. 293–306, 2019.
- [26] U. Mahantshetty, R. Poetter, S. Beriwal, S. Grover, G. Lavanya, B. Rai, P. Petric, K. Tanderup, H. Carvalho, N. Hegazy, S. Mohamed, T. Ohno, and N. Amornwicheit, “IBS-GEC ESTRO-ABS recommendations for CT based contouring in image guided adaptive brachytherapy for cervical cancer,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 160, pp. 273–284, July 2021.
- [27] NCI, “NCI Dictionaries, National Cancer Institute,” Feb. 2011. Archive Location: nci-global,ncicenterprise.
- [28] T. Winslow, “Terese Winslow LLC, Medical and Scientific Illustration.”
- [29] N. Bhatla, D. Aoki, D. N. Sharma, and R. Sankaranarayanan, “Cancer of the cervix uteri,” *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, vol. 143, pp. 22–36, Oct. 2018.
- [30] N. Bhatla, D. Aoki, D. N. Sharma, and R. Sankaranarayanan, “Cancer of the cervix uteri: 2021 update,” *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, vol. 155, pp. 28–44, Oct. 2021.
- [31] OPS, “Clasificación estadística internacional de enfermedades y problemas relacionados con la salud,” *Organización Panamericana de la Salud*, vol. 1, 2008.
- [32] IAEA, *Implementation of high dose rate brachytherapy in limited resource settings*. International Atomic Energy Agency, 2015. OCLC: 913058359.
- [33] M. Straughn and C. M. Yashar, “Management of locally advanced cervical cancer,” 2017.
- [34] Varian, “A brave new world in brachytherapy: Applicators & Accessories,” *Varian Medical Systems*, 2020.
- [35] Varian, “Instrucciones de uso de BRAVOS™,” *Varian Medical Systems*, 2020.

-
- [36] N. R. Datta, A. Srivastava, K. J. Maria Das, A. Gupta, and N. Rastogi, “Comparative assessment of doses to tumor, rectum, and bladder as evaluated by orthogonal radiographs vs. computer enhanced computed tomography-based intracavitary brachytherapy in cervical cancer,” *Brachytherapy*, vol. 5, pp. 223–229, Oct. 2006.
- [37] S. L. Schoepfel, M. L. Lavigne, M. K. Martel, D. L. McShan, B. A. Fraass, and J. A. Roberts, “Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: Analysis of ten cases and implications for dose specification,” *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, vol. 28, pp. 277–283, Jan. 1994.
- [38] P. Georg, S. Lang, J. C. Dimopoulos, W. Dörr, A. E. Sturdza, D. Berger, D. Georg, C. Kirisits, and R. Pötter, “Dose–Volume Histogram Parameters and Late Side Effects in Magnetic Resonance Image–Guided Adaptive Cervical Cancer Brachytherapy,” *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, vol. 79, pp. 356–362, Feb. 2011.
- [39] R. N. Eskander, D. Scanderbeg, C. C. Saenz, M. Brown, and C. Yashar, “Comparison of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging in Cervical Cancer Brachytherapy Target and Normal Tissue Contouring:,” *International Journal of Gynecological Cancer*, vol. 20, pp. 47–53, Jan. 2010.
- [40] J. L. Forrest, I. Ackerman, L. Barbera, E. A. Barnes, M. Davidson, A. Kiss, and G. Thomas, “Patient Outcome Study of Concurrent Chemoradiation, External Beam Radiotherapy, and High-Dose Rate Brachytherapy in Locally Advanced Carcinoma of the Cervix,” *International Journal of Gynecologic Cancer*, vol. 20, pp. 1074–1078, July 2010.
- [41] J. C. Dimopoulos, R. Pötter, S. Lang, E. Fidarova, P. Georg, W. Dörr, and C. Kirisits, “Dose–effect relationship for local control of cervical cancer by magnetic resonance image-guided brachytherapy,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 93, pp. 311–315, Nov. 2009.
- [42] F. D. Patel, P. Kumar, G. Karunanidhi, S. C. Sharma, and R. Kapoor, “Optimization of high–dose–rate intracavitary brachytherapy schedule in the treatment of carcinoma of the cervix,” *Brachytherapy*, vol. 10, pp. 147–153, Mar. 2011.
- [43] E. Podgorsak, “Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students,” *International Atomic Energy Agency*, 2005.
- [44] G. J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinstein, G. K. Svensson, M. Weller, and L. Wingfield, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” *Medical Physics*, vol. 21, pp. 581–618, Apr. 1994.
- [45] HUV, “Reseña histórica huv,” *Hospital Universitario del Valle*, 2022.
- [46] I. T. Castro, “Plan operativo anual institucional- vigencia 2022,” *Hospital Universitario del Valle*, 2022.
-

-
- [47] MinMinas, “Decreto Ley 4131 DEL 3 de Noviembre de 2011,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2011.
- [48] SGC, “Decreto 2703 DE 2013,” *Consejo Directivo del Servicio Geológico Colombiano (SGC)*, 2013.
- [49] MinMinas, “Resolución 90698 DE 2014,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2014.
- [50] MinMinas, “Resolución 40569 DE 2019,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2019.
- [51] MinMinas, “Resolución 41226 DE 2016,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2016.
- [52] MinMinas, “Resolución DAN-1213 DEL 6 de mayo de 2022,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2022.
- [53] MinMinas, “Resolución 181682 DE 2005,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2005.
- [54] MinMinas, “Resolución 180005 DE 2010,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2010.
- [55] MinMinas, “Resolución 181434 DE 2002,” *Ministerio de Minas y Energía*, 2002.
- [56] MinSalud, “Decreto Número 4725 DE 2005,” *Ministerio de la Protección Social*, 2005.
- [57] MinSalud, “Resolución Número 1328 DE 2021,” *Ministerio de Salud y Protección Social*, 2021.
- [58] P. Andreo, D. T. Burns, A. E. Nahum, J. Seuntjens, and F. H. Attix, *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry. Textbook / Pedro Andreo, David T. Burns, Alan E. Nahum, Jan Seuntjens, and Frank H. Attix*. Weinheim: Wiley-VCH, 2017.
- [59] D. Baltas, N. Zamboglou, and L. Sakelliou, *The physics of modern brachytherapy for oncology*. Series in medical physics and biomedical engineering, Boca Raton: Taylor & Francis, 2007. OCLC: ocm64335913.
- [60] MinSalud, “Resolución Número 8430 DE 1993,” *Ministerio de Salud y Protección Social*, 1993.
- [61] *Determinacion de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: un codigo de Practical Internacional para la dosimetria basada en patrones de dosis absorbida en agua*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. OCLC: 1085579646.
- [62] SGSSS, *Situación del cáncer en la población adulta atendida en el SGSSS de Colombia*. Bogotá D.C.: Fondo Colombiano de Enfermedades de Alto Costo, Cuenta de Alto Costo (CAC), 2021.
- [63] S. C. Chacón-Anaya, M. Durán-Cruz, A. Reding-Bernal, and J. A. Barragán-Pérez, “Dosimetric analysis between Mánchester points,” *Gaceta Mexicana de Oncología*, vol. 20, p. 5366, June 2021.

-
- [64] K. Derks, J. L. Steenhuijsen, H. A. v. d. Berg, S. Houterman, J. Cnossen, P. v. Haaren, and K. D. Jaeger, “Impact of brachytherapy technique (2D versus 3D) on outcome following radiotherapy of cervical cancer,” *Journal of Contemporary Brachytherapy*, vol. 10, no. 1, pp. 17–25, 2018.

9. ANEXOS

En esta sección se presentan algunos formatos útiles para llevar a cabo nuestra investigación. Entre los documentos se presenta:

- Anexo 1. Datos de planeación de tratamiento
- Anexo 2. Pruebas diarias
- Anexo 3. Pruebas del conjunto dosimétrico
- Anexo 4. Determinación del kerma en aire

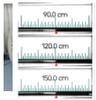
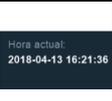
9.1. Anexo 1. Datos de planeación de tratamiento

	HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCIA" E.S.E	CODIGO:	XX-XX-XX-##				
	Datos de Planeación de Tratamiento	VERSIÓN:	##	PAGINA	##	DE	##
		FECHA DE EMISIÓN:	DÍA	MES	AÑO		
		##	XX	##			
1. Variables Demográficas							
Código:	_____	Edad:	_____	Diagnóstico(CIE-10)	_____		
		Ciclo de vida:	_____	Estadio(FIGO)	_____		
1. Volumen							
V_{CTV} (cm ³)	V_{ICTV} (cm ³)	V_{IA} (cm ³)	V_{RECTO} (cm ³)	V_{VEJIGA} (cm ³)			
2. Distancia							
Z_{RT} (cm)	Z_{VT} (cm)						
3. Planeación prescrita a CTV							
D_{CTV} (cGy)	$D_{2cc\ RECTO}$ (cGy)	$D_{2cc\ VEJIGA}$ (cGy)					
4. Planeación prescrita a puntos A							
P_{RECTO} (cGy)	P_{VEJIGA} (cGy)						
6. Planeación volumetrica evaluada en planeación convencional							
$D_{2cc\ RECTO}$ (cGy)	$D_{2cc\ VEJIGA}$ (cGy)						
Observaciones: _____							

Responsable registro _____							

9.2. Anexo 2. Pruebas diarias

	HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE	CODIGO:	XX-XX-XX-##				
	"EVARISTO GARCIA" E.S.E	VERSION:	##	PAGINA	##	DE	##
	Pruebas diarias de Braquiterapia	FECHA DE EMISIÓN:	##	DÍA	MES	AÑO	##
Fecha: ____/____/____							
1. Indicadores luminosos de exposición de la fuente							
Indicador de radiación de software de control <input type="checkbox"/> Enciende <input type="checkbox"/> No Enciende		Indicador de radiación de consola de control <input type="checkbox"/> Enciende <input type="checkbox"/> No Enciende					
Indicador de radiación de panel de visualización del equipo <input type="checkbox"/> Enciende <input type="checkbox"/> No Enciende		sistema independiente de monitorización de la radiación <input type="checkbox"/> Enciende <input type="checkbox"/> No Enciende					
2. Interrupción del tratamiento de braquiterapia							
Sistema de "última persona en salir" <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Interruptor de parada de cierre de la consola <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					
Interruptor de llave de la sala de control <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Bloqueo de la puerta en la entrada de la sala de tratamiento <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					
Indicador de alarma <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Señal acústica de alarma <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					
3. Sistemas de visualización e intercomunicación							
Sistema de visualización <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Sistema de Intercomunicación <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					

	HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCIA" E.S.E Pruebas diarias de Braquiterapia	CODIGO:	XX-XX-XX-##				
		VERSIÓN:	##	PAGINA	##	DE	##
		FECHA DE EMISIÓN:		DÍA	MES	AÑO	
			##	XX	##		
4. Equipo de respuesta a emergencia							
Contenedor de emergencia plomado <input type="checkbox"/> Está en sala <input type="checkbox"/> No está		Alicates de corte diagonal <input type="checkbox"/> Está en sala <input type="checkbox"/> No está					
Pinzas <input type="checkbox"/> Está en sala <input type="checkbox"/> No está		Cronómetro <input type="checkbox"/> Está en sala <input type="checkbox"/> No está					
5. Dispositivo CamScale							
Verificación de la posición <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Conexión incorrecta del tubo de guía de transferencia <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					
Prueba de empuje <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona		Prueba de posicionamiento del cable de la fuente <input type="checkbox"/> Funciona <input type="checkbox"/> No Funciona					
6. Software de control							
Exactitud del temporizador <input type="checkbox"/> Coincide <input type="checkbox"/> No Coincide		Hora del software de control <input type="checkbox"/> Coincide <input type="checkbox"/> No Coincide					
Fecha del software de control <input type="checkbox"/> Coincide <input type="checkbox"/> No Coincide		Actividad desintegrada de la fuente <input type="checkbox"/> Coincide <input type="checkbox"/> No Coincide					
Observaciones: _____							
Responsible medición: _____							

9.3. Anexo 3. Pruebas del conjunto dosimétrico

	HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCIA" E.S.E		CODIGO: XX-XX-XX-##																							
	Pruebas del conjunto dosimétrico		VERSIÓN: ##	PAGINA ## DE ##																						
			FECHA DE EMISIÓN: ##	DÍA ## MES XX AÑO ##																						
1. Control de calidad del Electrometro y Cámara de Pozo																										
Fecha del control de calidad: <input type="text"/>																										
Acelerador: <input type="text"/> UM: <input type="text"/> Tasa Dosis: <input type="text"/>																										
Cámara tipo: <input type="text"/> Electrómetro tipo: <input type="text"/> DFS: <input type="text"/> 100 cm																										
Cámara SN: <input type="text"/> Electrómetro SN: <input type="text"/> Campo: <input type="text"/> 15 X 15 cm ²																										
Factor calib (Gy m ² /hA): <input type="text"/> Factor de calib : <input type="text"/> Tensión: <input type="text"/> +300 V																										
2. Prueba de Fuga			4. Correccion temperatura y presión																							
L ₁ (nC): <input type="text"/>			T _o (°C): <input type="text"/>																							
L ₂ (nC): <input type="text"/>			P _o (kPa): <input type="text"/>																							
t (min): <input type="text"/>			T (°C): <input type="text"/>																							
			P (kPa): <input type="text"/>																							
Fuga: <input type="text"/> #iDIV/0!			K _{TP} : <input type="text"/> #iDIV/0!																							
3. Repetitividad			5. Lectura promedio corregida																							
t (min): <input type="text"/> 0.5			L _{MC} (nC) <input type="text"/> #iDIV/0!																							
<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>M1 (+300 V)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>1</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>2</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>3</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>4</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>5</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>6</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>7</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>8</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>9</td><td><input type="text"/></td></tr> <tr><td>10</td><td><input type="text"/></td></tr> </tbody> </table>				M1 (+300 V)	1	<input type="text"/>	2	<input type="text"/>	3	<input type="text"/>	4	<input type="text"/>	5	<input type="text"/>	6	<input type="text"/>	7	<input type="text"/>	8	<input type="text"/>	9	<input type="text"/>	10	<input type="text"/>	6. Lectura de referencia	
	M1 (+300 V)																									
1	<input type="text"/>																									
2	<input type="text"/>																									
3	<input type="text"/>																									
4	<input type="text"/>																									
5	<input type="text"/>																									
6	<input type="text"/>																									
7	<input type="text"/>																									
8	<input type="text"/>																									
9	<input type="text"/>																									
10	<input type="text"/>																									
			L _{REF} (nC) <input type="text"/>																							
			7. Desvío en relación a la referencia																							
			Difer (%) <input type="text"/> #iDIV/0! < 2%																							
<table border="1"> <tbody> <tr><td>L_M (nC):</td><td><input type="text"/> #iDIV/0!</td></tr> <tr><td>σ (nC):</td><td><input type="text"/> #iDIV/0!</td></tr> <tr><td>C.V</td><td><input type="text"/> #iDIV/0! < 1%</td></tr> </tbody> </table>			L _M (nC):	<input type="text"/> #iDIV/0!	σ (nC):	<input type="text"/> #iDIV/0!	C.V	<input type="text"/> #iDIV/0! < 1%																		
L _M (nC):	<input type="text"/> #iDIV/0!																									
σ (nC):	<input type="text"/> #iDIV/0!																									
C.V	<input type="text"/> #iDIV/0! < 1%																									
<div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 40px; margin: 10px auto;"></div> <p>Responsable registro</p>																										

9.4. Anexo 4. Determinación de kerma en aire

 HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCIA" E.S.E.	HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCIA" E.S.E	CODIGO:	XX-XX-XX-##				
	Determinación de la tasa de Kerma en Aire	VERSIÓN:	##	PAGINA	##	DE	##
		FECHA DE EMISIÓN:		DÍA	MES	AÑO	
			##	XX	##		

Determinación del Kerma en Aire.

1. Datos de la Fuente

Fecha: Serial: Isótopo: Ir-192

Datos fabricación		Datos de recepción	
Lugar	<input style="width: 100%;" type="text"/>	Lugar	CALI - COLOMBIA
Actividad (Ci)	xx.xx	Actividad (Ci)	#i VALOR!
Fecha y hora	d/m/a h:mm:ss p. m.	Fecha y hora	d/m/a h:mm:ss a. m.

$K_{fabricante}$ (Gy/h): Cámara tipo: Electrómetro tipo:
 Pdo Semi (d): 74.2 Cámara SN: Electrómetro SN:
 Diferencia horaria (h) 0 Factor calib (Gy m²/hA): Factor de calib:
 Diferencia días: #i VALOR!
 K_{hooy} (Gy/h): #i VALOR!

2. Prueba de Fuga

Tiempo (min):
 L1 (nC):
 L2 (nC):
 Fuga: #i DIV/0!

3. Factor de recombinación iónica

	M1 (300 V)	M2 (150 V)
1	<input style="width: 100%;" type="text"/>	<input style="width: 100%;" type="text"/>
2	<input style="width: 100%;" type="text"/>	<input style="width: 100%;" type="text"/>
3	<input style="width: 100%;" type="text"/>	<input style="width: 100%;" type="text"/>
4	<input style="width: 100%;" type="text"/>	<input style="width: 100%;" type="text"/>
5	<input style="width: 100%;" type="text"/>	<input style="width: 100%;" type="text"/>
Prom	#i DIV/0!	#i DIV/0!

Ks: #i DIV/0!

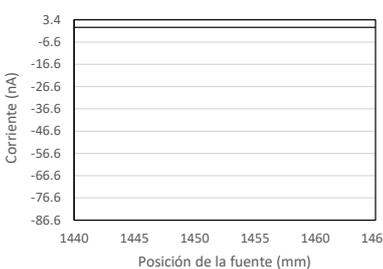
4. Corrección temperatura y presión

T_o (°C): <input style="width: 100px;" type="text"/>	T (°C): <input style="width: 100px;" type="text"/>
P_o (kPa): <input style="width: 100px;" type="text"/>	P (kPa): <input style="width: 100px;" type="text"/>

K_{Tp} : #i DIV/0!

5. Punto efectivo de medida de la cámara

x (mm)	I (nA)
1441	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1443	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1445	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1447	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1449	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1451	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1453	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1455	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1457	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1459	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1461	<input style="width: 100%;" type="text"/>
1463	<input style="width: 100%;" type="text"/>



Corriente (nA)

Posición de la fuente (mm)

6. Prom punto efectivo

L1 (nA): <input style="width: 100px;" type="text"/>
L2 (nA): <input style="width: 100px;" type="text"/>
L3 (nA): <input style="width: 100px;" type="text"/>
L_{prom} (nA): #i DIV/0!
Desvest: #i DIV/0!

7. Calculo de kerma en aire

K_{med} (Gy/h): #i DIV/0!
Difer (%): #i DIV/0!

Observaciones:

Responsable medición