



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA**

CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**DOSIMETRÍA POR MONTE CARLO DE UNA FUENTE
HDR-BT Y UN APLICADOR DE BRAQUITERAPIA
DE DIRECCIÓN MODULADA (DMBT)**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO EN
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA)

PRESENTA

ARIEL ABIGAIL CARRERA MARTÍNEZ

MATRÍCULA: 2192802487

arielcm.160794@gmail.com

COMITÉ DE ASESORES:

DR. JUAN AZORÍN NIETO

M. EN C. MIGUEL VALLE GONZÁLEZ

DR. CARLOS ALBERTO REYNOSO MEJÍA



HOSPITAL REGIONAL
ALTA ESPECIALIDAD

IXTAPALUCA

MÉXICO, CIUDAD DE MÉXICO 2022

DEDICATORIA

A la Fís. Rocío

Y

A mis padres: Valentina Martínez y Ángel Carrera

AGRADECIMIENTOS

A mis asesores: el Dr. Juan Azorín, el M. en C. Miguel Valle y el Dr. Carlos Alberto Reynoso, por brindarme su apoyo, confianza y paciencia para dirigir esta tesis; agradeciéndoles también el compartirme parte de sus conocimientos y experiencias en el área de la Física Médica. Al Dr. José Trinidad Álvarez, por su colaboración y valioso tiempo para aclarar mis dudas.

A mi compañera de vida: la Fís. Rocío, por apoyarme, aconsejarme y motivarme en todo momento, pues nunca perdiste la esperanza en mí y gracias a la ayuda que me brindaste culmine con éxito este proyecto.

A mis padres: Valentina Martínez y Ángel Carrera, quienes con tanto esfuerzo han logrado apoyarme hasta estos momentos de mi vida; su apoyo, motivación, consejos y regaños han hecho de mí una mejor persona.

A mis hermanos, Miguel, Isay y Misael, quienes entre bromas y risas me han alentado a seguir creciendo profesionalmente, espero ser para ustedes una motivación y guía para que en un futuro lleguen hasta donde he llegado yo.

A mis amigos de la maestría: el Fís. José Alberto Maya, el Fís. Erick Serrato, la Fís. Estefanía de la Vega y la Fís. Laura Ángeles; y amigos de estancia: el Fís. Jonathan Pérez, el Ing. Bio. Steven Orlando Cubillos y el Fís. Alejandro Ortiz, con quienes forme un gran vínculo de amistad y grupo de trabajo, apoyándonos mutuamente en todo momento.

Y, por último, a las siguientes instituciones que me apoyaron para el desarrollo de esta tesis:

- A CONACYT por brindarme la beca para dedicarme de tiempo completo a la maestría y al desarrollo de esta tesis.
- A la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa (UAM-I) y a su Laboratorio de Supercómputo y Visualización en Paralelo (LSVP) por permitirme hacer uso de la supercomputadora YOLTLA.
- Al Hospital Regional de Alta Especialidad Ixtapaluca (HRAEI) y a la ESR: la Fís. Verónica Vélez, por permitirme realizar la estancia en Física Médica Clínica Radioterápica; y a todo el personal del área de Radioterapia del HRAEI (Físicos, Médicos y Técnicos) por apoyarme a adentrarme al área.
- Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) por permitirme hacer uso de su código MCNP6.2.

RESUMEN

Los tratamientos de Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR-BT por sus siglas en inglés) han mostrado buenos resultados en pacientes con cáncer cervicouterino (CaCu), sin embargo, un control en la distribución de dosis puede disminuir considerablemente la dosis depositada a órganos de riesgo (OR), brindándole a la paciente una calidad de vida grata. El objetivo de esta tesis es diseñar dos dispositivos apropiados para modular y por ende tener un control de la distribución de dosis generada por una fuente de HDR-BT. Para el desarrollo del trabajo se realizaron simulaciones por Monte Carlo en iguales condiciones de cálculo, haciendo uso del código MCNP6.2.

Conforme con el protocolo TG-43 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés), se evaluó una simulación en donde se tuviera la fuente GammaMed Plus HDR dentro de un maniquí esférico de agua de 15 cm y se encontró que los datos de la función radial de dosis y la función de anisotropía están en buen acuerdo con los datos reportados en otros trabajos, con un desvío dentro del $\pm 2 \%$ para una distancia radial de 1 cm de la fuente.

Siguiendo el trabajo de Safigholi *et al.*, se diseñaron dos sondas intrauterinas de plomo con cuatro y seis guías en la periferia y se realizaron simulaciones en donde se tuviera la fuente dentro de una de las guías y de un maniquí esférico de agua de 15 cm. Al comparar los resultados de dosis absorbida con respecto a los obtenidos de la simulación de la fuente, se encontró una disminución del 32 %, para la sonda de 4 guías, y 25 %, para la sonda de 6 guías, de acuerdo con los diseños propuestos. Una tercera comparación se realizó entre la simulación de la fuente y la fuente dentro de una sonda intrauterina convencional de acero inoxidable y se encontró una disminución de dosis absorbida del 2 %. Estas comparaciones toman en cuenta la dosis absorbida a una distancia radial de 1 cm del centro de la fuente, ya que para distancias más grandes el error en la dosis era mayor al 10%.

Los resultados muestran que, debido a su blindaje y diseño, las sondas de cuatro y seis guías propuestas prometen ser funcionales para la modulación de la distribución de dosis de una fuente de HDR-BT sin desechar el mecanismo de una sonda convencional. Sin embargo, la evaluación bidimensional realizado en este trabajo no fue suficiente para asegurar la eficiencia de las sondas.

ABSTRACT

High Dose Rate Brachytherapy (HDR-BT) treatments have shown good results in patients with cervical cancer, however, a control in dose distribution can decrease the dose deposited in organs at risk (OAR), providing the patient with a pleasant quality of life. The objective of this thesis is to design two appropriate devices to modulate and therefore have control of the dose distribution by an HDR-BT source. For the development of the work, Monte Carlo simulations were carried out under the same calculation conditions, using the MCNP6.2 code.

In accordance with the TG-43 protocol of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), a simulation was evaluated where the GammaMed Plus HDR source was placed inside a 15 cm spherical water phantom and found that the radial dose function and anisotropy function data are in good agreement with the data reported in other works, with a deviation within $\pm 2\%$ for a radial distance of 1 cm from the source.

Following the work of Safigholi et al., two lead intrauterine catheters with four and six guides on the periphery were designed and simulations were carried out where the source was inside one of the guides and a 15 cm spherical water phantom. When comparing the absorbed dose results with respect to those obtained from the source simulation, a decrease of 32% was found for the 4-guide probe and 25% for the 6-guide probe, according to the designs proposed. A third comparison was made between the simulated source and the source inside a conventional stainless steel intrauterine catheter and found a 2% decrease in absorbed dose. These comparisons take into account the absorbed dose at a radial distance of 1 cm from the center of the source, since for larger distances the dose error was greater than 10%.

The results show that, due to their shielding and design, the proposed four and six guide probes promise to be functional for modulating the dose distribution of an HDR-BT source without discarding the mechanism of a conventional probe. However, the two-dimensional evaluation carried out in this work was not enough to ensure the efficiency of the probes.

ÍNDICE

| | |
|---|----------|
| DEDICATORIA | II |
| AGRADECIMIENTOS | III |
| RESUMEN | V |
| ABSTRACT..... | VII |
| ÍNDICE..... | IX |
| LISTA DE ABREVIATURAS | XII |
| ÍNDICE DE FIGURAS | XIV |
| ÍNDICE DE TABLAS | XV |
| ÍNDICE DE GRAFICAS..... | XVII |
| | |
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 4 |
| JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO | 5 |
| HIPÓTESIS | 5 |
| OBJETIVOS | 5 |
| OBJETIVO GENERAL | 5 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 6 |
| | |
| CAPÍTULO 1.- MARCO TEÓRICO | 7 |
| 1.1. RADIACIÓN | 7 |
| 1.1.1. TIPOS DE RADIACIONES IONIZANTES..... | 8 |
| 1.1.2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN GAMMA CON LA MATERIA | 8 |
| 1.2. RADIATIVIDAD | 11 |
| 1.2.1. TIPOS DE DESINTEGRACIÓN RADIATIVA..... | 12 |
| 1.2.2. CONSTANTE DE DESINTEGRACIÓN | 13 |
| 1.2.3. ACTIVIDAD..... | 13 |
| 1.2.4. VIDA MEDIA | 15 |
| 1.3. DOSIMETRIA..... | 15 |
| 1.3.1. KERMA Y TASA DE KERMA..... | 15 |

| | | |
|---------------------------------------|--|-----------|
| 1.3.1.1. | TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE | 16 |
| 1.3.1.2. | INTENSIDAD DE KERMA EN AIRE | 17 |
| 1.3.2. | DOSIS ABSORBIDA Y TASA DE DOSIS ABSORBIDA | 17 |
| 1.3.3. | EXPOSICIÓN Y TASA DE EXPOSICIÓN | 18 |
| 1.4. | CÁNCER CERVICOUTERINO | 19 |
| 1.4.1. | ANATOMÍA | 20 |
| 1.4.1.1. | ÚTERO | 20 |
| 1.4.1.2. | CÉRVIX | 20 |
| 1.4.2. | VIRUS DEL PAPILOMA HUMANO | 21 |
| 1.4.3. | ESTADIFICACIÓN FIGO DEL CÁNCER CERVICOUTERINO..... | 22 |
| 1.4.4. | TRATAMIENTO | 24 |
| 1.5. | BRAQUITERAPIA | 25 |
| 1.5.1. | IRIDIO-192 | 26 |
| 1.5.2. | FUENTE GAMMAMED PLUS HDR..... | 29 |
| 1.5.3. | APLICADORES GINECOLÓGICOS | 29 |
| 1.5.4. | PLANIFICACIÓN 3D EN BRAQUITERAPIA | 30 |
| 1.6. | MONTE CARLO..... | 31 |
| 1.6.1. | MCNP6.2..... | 31 |
| 1.6.2. | PROTOCOLO DEL GRUPO DE TRABAJO No.43 DE LA AAPM | 31 |
| 1.6.2.1. | TASA DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA BIDIMENSIONAL | 32 |
| 1.6.2.2. | CONSTANTE DE TASA DE DOSIS..... | 33 |
| 1.6.2.3. | FUNCIÓN DE GEOMETRÍA..... | 33 |
| 1.6.2.4. | FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS | 34 |
| 1.6.2.5. | FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA | 34 |
| CAPÍTULO 2.- METODOLOGÍA | | 36 |
| 2.1. | VERIFICACIÓN DE LA INTENSIDAD DE UNA FUENTES DE HDR-BT.... | 36 |
| 2.1.1. | CALCULO DE LA TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE..... | 37 |
| 2.1.2. | EQUIPOS Y PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL | 38 |
| 2.2. | DISEÑO Y SIMULACIÓN DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS | 40 |
| 2.2.1. | DISEÑO DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS DM-BT..... | 40 |

| | | |
|---|---|-----------|
| 2.2.2. | SIMULACIÓN DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS | 41 |
| 2.3. | EVALUACIÓN DE LAS SIMULACIONES..... | 45 |
| CAPÍTULO 3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN | | 47 |
| 3.1. | TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE E INTENSIDAD DE KERMA 47 | |
| 3.2. | FUNCIONES DOSIMETRICAS | 48 |
| 3.2.1. | FUNCIÓN DE GEOMETRÍA..... | 49 |
| 3.2.2. | FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS | 51 |
| 3.2.3. | FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA | 55 |
| 3.3. | DISTRIBUCIÓN DE DOSIS | 56 |
| CAPÍTULO 4.- CONCLUSIONES..... | | 68 |
| REFERENCIAS | | 69 |
| ANEXO A. DATOS GENERALES DE LA FUENTE PARA LA CALIBRACIÓN | | 74 |
| ANEXO B. CÓDIGOS DESARROLLADOS | | 76 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-----------|--|
| CONACYT | Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología |
| UAM-I | Universidad Autónoma Metropolitana - Unidad Iztapalapa |
| LSVP | Laboratorio de Supercómputo y Visualización en Paralelo |
| HRAEI | Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca |
| ESR | Encargado de Seguridad Radiológica |
| INNN | Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía |
| RT | Radioterapia |
| IARC | International Cancer Research Center |
| CaCu | Cáncer Cervicouterino |
| VPH | Virus del papiloma Humano |
| OGC | Observatorio Global del Cáncer |
| OMS | Organización Mundial de la Salud |
| QT | Quimioterapia |
| HDR-BT | High Dose Rate Brachytherapy |
| DM-BT | Braquiterapia de Dirección Modulada |
| BT | Braquiterapia |
| OR | Órganos de Riesgo |
| MC | Monte Carlo |
| Ir | Iridio |
| Pb | Plomo |
| Ra | Radio |
| ICRU | International Commission on Radiation Units & Measurements |
| CE | Captura de Electrones |
| AAPM | American Association of Physicists in Medicine |
| SI | Sistema Internacional de Unidades |
| λ | Constante de desintegración |
| A | Actividad |
| $T_{1/2}$ | Vida media |

| | |
|------------------|---|
| K | Kerma |
| \dot{K} | Tasa de Kerma |
| \dot{K}_α | Tasa de Kerma de Referencia en Aire |
| S_K | Intensidad de Kerma en Aire |
| D | Dosis absorbida |
| \dot{D} | Tasa de dosis deabsorbida |
| X | Exposición |
| \dot{X} | Tasa de exposición |
| ADN | Ácido Desoxirribonucleico |
| FIGO | Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia |
| EB-RT | External Beam Radiotherapy |
| LDR | Low Dose Rate |
| MDR | Medium Dose Rate |
| HDR | High Dose Rate |
| TC | Tomografía Computarizada |
| RM | Resonancia Magnética |
| GTV | Gross Target Volume |
| CTV | Clinical Target Volume |
| PTV | Planning Target Volume |
| ANL | Alamos National Laboratory |
| MCNP | Monte Carlo de N-Partículas |
| IAEA | International Atomic Energy Agency |
| TECDOC | Technical Documents |
| LSCD | Laboratorio Secundario de Calibración de Dosimetría |
| NNDC | National Nuclear Data Center |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura I. Aplicadores ginecológicos DM-BT. a) Descripción general de un aplicador con escudo giratorio en dimensiones milimétricas. b) Sonda intrauterina de tungsteno con 6 ranuras. | 2 |
| Figura II. Aplicador ginecológico estilo Fletcher Varían. | 4 |
| Figura 1.1. Esquema del efecto fotoeléctrico. | 9 |
| Figura 1.2. Esquema de la dispersión Compton. | 10 |
| Figura 1.3. Esquema de la dispersión Rayleigh. | 11 |
| Figura 1.4. Representación de una fuente de rayos- γ para determinar el valor de SK en términos de la distancia radial r | 17 |
| Figura 1.5. Anatomía femenina. a) Anatomía de la zona pélvica femenina. b) Aparato reproductor femenino. | 21 |
| Figura 1.6. Formas de desintegración para el Iridio-192. a) Desintegración beta negativo. b) Desintegración por captura de electrones. | 28 |
| Figura 1.7. Fuente GammaMed Plus HDR en dimensiones milimétricas. | 29 |
| Figura 1.8. Aplicadores ginecológicos. a) Fletcher-Suit-Delclos. b) Aplicador de anillo. . | 30 |
| Figura. 1.9. Esquema de una fuente simétricamente cilíndrica de BT. | 32 |
| Figura 2.1. Montaje de los equipos para la calibración de fuentes de HDR. a) posicionamiento de la cámara de pozo y conexión de las guías. b) conexión al equipo GammaMed Plus iX. | 40 |
| Figura. 2.2. Sondas intrauterinas DM-BT propuestas. Sonda intrauterina de 4 (a) y b)) y 6 (c) y d)) guías con catéteres de poliacetal. e) Esquema completo de las sondas. | 41 |
| Figura. 3.1. Simulación de la fuente GammaMed Plus HDR y la fuente dentro de una sonda convencional vistas en el visualizador del código MCNP6.2, VisedX_24E 1. Corte lateral (plano xz) de la fuente (a) y la sonda (c), y corte transversal (plano xy) de la fuente (b) y la sonda (d). | 49 |
| Figura. 3.5. Simulación de la sonda DM-BT de cuatro y seis guías vistas en el visualizador del código MCNP6.2, VisedX_24E 1. Corte transversal (plano xy) de la sonda de cuatro (a) y seis (b) guías y corte lateral de ambas simulaciones (c). | 61 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1.1. Estadificación FIGO del 2018 para el CaCu. | 22 |
| Tabla 1.2. Energías e intensidades de los rayos- γ emitidos en la desintegración β -..... | 27 |
| Tabla 1.3. Energías e intensidades emitidos por CE. | 27 |
| Tabla 2.1. Equipos empleados para el cálculo de $K\alpha$ | 39 |
| Tabla 2.2. Densidades de los materiales utilizados en las simulaciones. | 43 |
| Tabla 2.3. Composición en porcentaje de fracción en peso de los materiales utilizados en las simulaciones. | 43 |
| Tabla 3.1. Intensidad de Kerma en Aire por unidad de actividad | 48 |
| Tabla 3.2. Distancia radial $r(cm)$ en el plano yz | 50 |
| Tabla 3.3. Ángulo $\theta(^{\circ})$ en el plano yz | 50 |
| Tabla 3.4. Función de geometría para una fuente lineal $GL(r, \theta)$ | 51 |
| Tabla 3.5. Dosis absorbida en agua en un maniquí esférico de agua de 15 cm..... | 52 |
| Tabla 3.6. Función Radial de Dosis ($g(r)$) | 52 |
| Tabla 3.7. Comparación de los valores $g(r)$ obtenidos y los calculados por un ajuste polinomial de quinto orden..... | 54 |
| Tabla 3.8. Función de anisotropía ($r = 0.8 cm$). | 55 |
| Tabla 3.9. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente GammaMed Plus HDR..... | 58 |
| Tabla 3.10. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda intrauterina convencional. | 59 |
| Tabla 3.11. Error relativo porcentual (%) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda con respecto a los datos de la simulación de la fuente. | 60 |
| Tabla 3.12. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 4 guías..... | 63 |
| Tabla 3.13. Error relativo porcentual ($\varepsilon\%$) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 4 guías respecto a los datos de la simulación de la fuente... | 64 |
| Tabla 3.14. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 6 guías..... | 65 |

Tabla 3.15. Error relativo porcentual ($\varepsilon\%$) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 6 guías respecto a los datos de la simulación de la fuente... 66

TABLA A.1. Datos Generales de la Fuente..... 74

TABLA A.2. Cálculo de KR 75

ÍNDICE DE GRAFICAS

| | |
|--|----|
| Grafica 3.1. Función radial de dosis $g(r)$ de la fuente GammaMed Plus HDR ajustada a un polinomio de 5to orden, se incluyen los valores obtenidos por F. Ballester, J. Wu y J.F. Almansa para una comparación..... | 54 |
| Grafica 3.2. Función de anisotropía ($F(r, \theta)$) de la fuente GammaMed Plus HDR para $r = 0.8 \text{ cm}$, se incluyen los datos reportados por J. Wu. | 56 |
| Grafica 3.3. Distribución de dosis absorbida en agua de la fuente GammaMed Plus HDR. | 57 |
| Grafica 3.4. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda intrauterina convencional de acero inoxidable. | 57 |
| Grafica 3.5. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda DM-BT de cuatro guías. | 62 |
| Grafica 3.6. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda DM-BT de seis guías. | 62 |

INTRODUCCIÓN

El principal objetivo de la radioterapia (RT) contra el cáncer es el reducir el volumen tumoral, controlando su proliferación, sin producir algún tipo de efecto secundario en tejido y órgano sano a corto, mediano y largo plazo, dando así, una grata calidad de vida al paciente. De acuerdo con el Centro Internacional de Investigaciones sobre el Cáncer (IARC por sus siglas en inglés), el Cáncer Cervicouterino (CaCu), causado principalmente por el Virus del Papiloma Humano (VPH), fue el segundo cáncer en mujeres con mayor incidencia a nivel mundial en 2021. En México, el CaCu ocupó el segundo lugar en decesos de mujeres que padecen cáncer (siendo el primer lugar el cáncer de mama), con 7 686 nuevos casos y una mortalidad de 3 186, en edades que van de los 25 a 70 años, según datos registrado en el Observatorio Global del Cáncer (OGC) de la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1].

Conforme a su estadio, el CaCu puede tratarse con cirugía, quimioterapia (QT) o RT, ya sea como tratamiento primario o una combinación de las tres técnicas. La Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR-BT por sus siglas en inglés) es un método de tratamiento de la RT que hace uso de fuentes radiactivas las cuales son transportadas a través dispositivos, denominados aplicadores, o guías concentrando altas cantidades de dosis a un tiempo y volumen pequeño. Los aplicadores ginecológicos comúnmente empleados para el CaCu consisten principalmente en un tubo cilíndrico largo, llamado sonda intrauterina o tándem, este dispositivo es introducido a través de la vagina y el cérvix abriendo paso a la fuente hacia el canal endocervical.

La Braquiterapia de Dirección Modulada (DM-BT por sus siglas en inglés), como un subcampo de investigación de la Braquiterapia (BT) Intracavitaria, busca el desarrollo de nuevos aplicadores que orienten la dirección de la irradiación, optimizando la distribución de la dosis al volumen blanco (tumor) y minimizando la que llega a órganos de riesgo (OR), como son recto y vejiga en el caso del CaCu.

Se han diseñado ingeniosamente diversos aplicadores ginecológicos DM-BT que han dado como resultado la disminución de la dosis a OR. Dadkhah *et al.* [2] presentan en su publicación un aplicador con escudo parcial giratorio (ver Figura. I.a), mientras que Safigholi *et al.* [3] presentan un aplicador con una sonda intrauterina de tungsteno de 6 ranuras en la periferia distribuidas a ángulos equidistantes de 60° (ver Figura. I.b); ambas publicaciones realizan un análisis del comportamiento de la distribución de la dosis alrededor del volumen blanco y de los OR utilizando fuentes de HDR-BT.

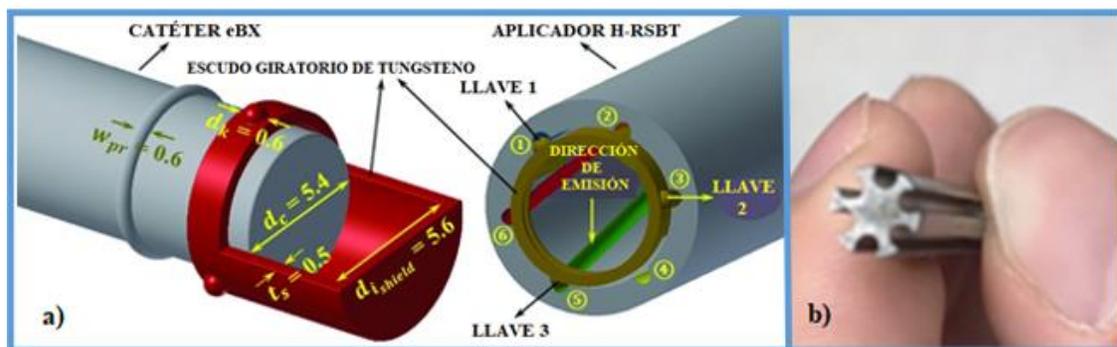


Figura I. Aplicadores ginecológicos DM-BT. a) Descripción general de un aplicador con escudo giratorio en dimensiones milimétricas [2]. b) Sonda intrauterina de tungsteno con 6 ranuras [3].

Actualmente, las simulaciones por el método Monte Carlo (MC) forman parte fundamental en el desarrollo de investigación, fabricación e implementación de nuevos equipos que involucren fuentes radiactivas o generadores de radiación ionizante, pues permiten comprender y analizar el sistema de transporte y rastreo de partículas ionizantes (neutrones, fotones, electrones, etc.) en un amplio rango de energías.

Siguiendo el trabajo de Safigholi *et al.*, se presenta en esta tesis la propuesta de dos dispositivos blindados con plomo cuyo fin es el de modular la distribución de dosis generada por la fuente GammaMed Plus HDR, los dispositivos toman en cuenta el mecanismo de una sonda intrauterina convencional.

La tesis está constituida por cuatro capítulos:

- Capítulo 1, se presentan los conceptos, definiciones y procesos asociados con la radiación ionizante, la dosimetría de fotones, el CaCu, la BT y la teoría para el cálculo de la tasa de dosis absorbida en agua por simulación MC.
- Capítulo 2, se presenta el diseño de las sondas intrauterinas DM-BT, los comandos de entrada y la organización de la información para las simulaciones, así como también la metodología para el cálculo de las funciones dosimétricas que se describen para el cálculo de la tasa de dosis absorbida en agua.
- Capítulo 3, se presentan los resultados obtenidos y la interpretación y discusión de estos.
- Capítulo 4, se presentan las conclusiones.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las sondas intrauterinas convencionales están diseñadas conforme a la anatomía del útero, es decir, cuentan con una longitud curva (ver Figura. II) debido a que el útero está ligeramente inclinado hacia la vejiga. Dicha longitud pasa por el canal endocervical y se le denomina longitud activa clínica, ya que es donde se aloja la fuente durante los tratamientos de BT para el CaCu, a su vez, la fuente toma posiciones equidistantes a lo largo de la longitud activa clínica, emitiendo radiación de manera homogénea y generando una distribución de dosis de acuerdo con la geometría de la fuente y la sonda.

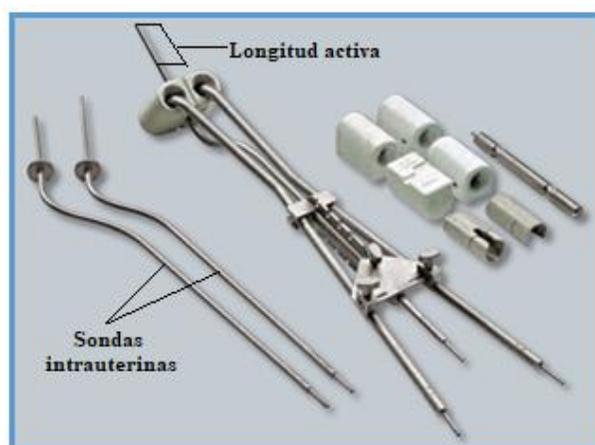


Figura II. Aplicador ginecológico estilo Fletcher Varían.

Si el volumen blanco es pequeño ($< 2\text{cm}$ de radio alrededor de la fuente) es suficiente un arreglo adecuado de las posiciones de la fuente en la longitud activa clínica para una entrega idónea de la dosis prescrita a todo el volumen, pero si el volumen es grande ($2 \geq r < 3\text{cm}$ de radio alrededor de la fuente) y además debido a su asimetría es difícil alcanzar una buena cobertura sin afectar OR; esto lleva al hecho de cuestionarse lo siguiente: ¿Cuánto volumen blanco debe irradiarse sin exceder los límites de tolerancia de dosis en OR? ¿Será posible que un aplicador blindado y con más guías para el transporte de la fuente hacia el volumen blanco favorezca zonas que requieran mayor dosis, reduciendo a su vez la que llegue a OR y minimizando los efectos secundarios?

JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Según el estadio del CaCu el oncólogo valorará el tipo de tratamiento que se llevará a cabo. En algunos casos, el tratamiento consistirá en radioterapia de has externa (EBRT por sus siglas en inglés) más un refuerzo de BT definitiva con una dosis total de 80-90 Gy en un esquema de dosis equivalente en 2 Gy (EQD2 por sus siglas en inglés, $\alpha/\beta = 10$) prescrita al Volumen Tumoral Clínico de Alto Riesgo (CTV-HR por sus siglas en inglés); para dichos casos es de suma importancia el no exceder los límites de tolerancia de dosis en OR (45 Gy para recto y 70 Gy para vejiga), pues existe una alta probabilidad de generar efectos secundarios a corto, mediano y largo plazo que afectarían de manera significativa la calidad de vida del paciente. Los efectos secundarios más comunes inducidos por radiación en la zona pélvica son la cistitis y proctitis.

HIPÓTESIS

Mediante simulaciones, con el uso del código MCNP6.2, será posible diseñar teóricamente una sonda blindada que canalice la irradiación entregada por una fuente de HDR-BT privilegiando zonas que requieran mayor dosis, minimizando a su vez la que llega a OR y como consecuencia aminorar los efectos secundarios por altas dosis.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Diseñar teóricamente, a través de simulaciones, dos sondas blindadas con plomo de cuatro y seis guías, y mostrar que son apropiadas para modular la distribución de dosis de una fuente de HDR-BT en un plano 2D del centro de las sondas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (\dot{K}_R) de una fuente de Ir-192 GammaMed Plus HDR y correlacionarlo con los obtenidos por simulación Monte Carlo de otros autores.
- Diseñar dos sondas blindadas con plomo de cuatro y seis guías que se acoplen el mecanismo de una sonda intrauterina convencional para tratamientos de CaCu.
- Aprender a usar el código MCNP6.2 para el desarrollo de las simulaciones.
- Simular y evaluar la fuente GammaMed Plus HDR siguiendo el protocolo del grupo de trabajo No. 43 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (TG-43 de la AAPM).
- Simular y analizar la distribución de dosis absorbida dada por la fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda intrauterina convencional de acero inoxidable.
- Simular la fuente GammaMed Plus HDR dentro de las dos sondas blindadas y analizar la distribución de dosis absorbida en un maniquí esférico de agua.

CAPÍTULO 1.- MARCO TEÓRICO

Con el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Roentgen, la radiactividad por Henri Becquerel y el Radio (Ra) por Marie y Pierre Curie a finales del siglo XIX surgió una nueva ciencia llamada Física Radiológica la cual estudia la interacción entre radiaciones ionizantes y materia [4]. Becquerel fue uno de los pioneros en descubrir (de mala manera) los efectos de la radiación ionizante sobre el cuerpo humano cuando presento una severa inflamación en la pierna a causa de un tubo de Ra puro que imprudentemente llevaba consigo en el bolsillo, este acontecimiento llevo a Becquerel y a los esposos Curie a indagar sobre el evento y gracias a sus descubrimientos, para principios del siglo XX, se empezaron a implementar tratamientos en lesiones de piel utilizando pequeñas cantidades de Ra, siendo estos el método primitivo de lo que hoy se conoce como braquiterapia (BT) [5].

1.1. RADIACIÓN

La radiación es toda aquella energía que se propaga a través de un medio material o del vacío en forma de ondas electromagnéticas (campos eléctricos y magnéticos) o partículas atómicas [6]. La radiación capaz de expulsar uno o más electrones de su órbita atómica, produciendo ionización ¹, a través de un medio material se denomina radiación ionizante. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés) hace distinción de dos tipos de radiaciones ionizantes según el proceso por el cual se lleva a cabo la ionización [4]:

- *Radiación directamente ionizante*: Constituida por partículas cargadas, como protones o electrones, producen ionización por “colisión”, es decir, una interacción entre los campos electromagnéticos de las partículas cargadas y los electrones atómicos. Cuando una partícula cargada viaja por un medio material su energía cinética disminuye debido a las sucesivas colisiones que se presentan, dejando de ionizar y disipando su energía restante en excitación ².

¹ La ionización es el proceso por el cual un átomo neutro adquiere una carga positiva o negativa, es decir, pierde o gana un electrón [6].

- *Radiación indirectamente ionizante*: Constituidas por partículas no cargadas, como fotones o neutrones, producen ionización a través de radiación ionizante directa que surgen como resultado de la interacción entre las partículas no cargadas y el átomo.

1.1.1. TIPOS DE RADIACIONES IONIZANTES

Las radiaciones ionizantes comúnmente emitidas por una fuente de BT son [7,8]:

- I. *Rayos gamma (γ)*: Radiación electromagnética constituida por fotones emitidos desde un núcleo o en reacciones de aniquilación entre materia y antimateria, carecen de masa y carga eléctrica y debido a esta última característica suelen atravesar grandes espesores de materia, ya que su trayectoria no se ve afectado por los campos eléctricos de los electrones atómicos.
- II. *Rayos X*: Radiación electromagnética constituida por fotones que difieren de los rayos γ solo por sus orígenes, es decir, los rayos X son emitidos cuando un electrón atómico cambia de un nivel de energía a otro (rayos X característicos) o al desacelerar un campo de fuerza de Coulomb (rayos X de frenado o bremsstrahlung).
- III. *Rayos beta negativos (β^-)*: Radiación constituida por electrones emitidos desde un núcleo con energía suficiente para penetrar la piel humana. Su alcance y poder de penetración llegan a ser mayor al de las partículas alfa ³ pero menor a los rayos γ .

1.1.2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN GAMMA CON LA MATERIA

Las principales interacciones que ocurren entre radiación γ y materia, de acuerdo con el rango de energías de los fotones emitidos por fuentes utilizadas en BT, son [6, 8, 9]:

² La excitación es el proceso por el cual los electrones atómicos adquieren energía suficiente para pasar a un nivel de energía mayor, en este punto se dice que el átomo está excitado.

³ Las partículas alfa (α) son partículas positivas constituidas por dos protones y dos neutrones, es decir, núcleos de Helio.

- I. *Efecto fotoeléctrico o fotoabsorción*: Proceso por el cual la energía de un fotón ($h\nu$) incidente en un medio material es absorbida totalmente por un átomo, expulsando instantáneamente un electrón (fotoelectrón) con energía cinética, E_{pe} :

$$E_{pe} = h\nu - B \quad (\text{Ec.1.1})$$

Donde $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{Js}$ es una constante (constante de Planck), ν es la frecuencia del fotón incidente y B es la energía de enlace ⁴ de la capa atómica en donde orbitaba el fotoelectrón, generalmente (80% de las veces) de la capa K. De manera simple, esta interacción puede representarse como una “colisión” entre el fotón incidente y el fotoelectrón (ver Figura. 1.1). Los fotoelectrones solo pueden ser expulsados si la energía del fotón incidente es mayor a la energía de enlace. La vacante que deja el fotoelectrón al salir expulsada es ocupada por un electrón de una capa más externa, llevando a cabo la emisión de rayos X característicos como liberación del exceso de energía.

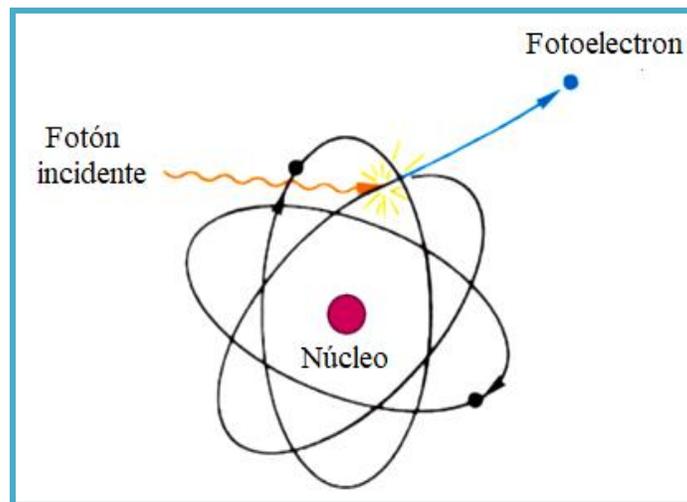


Figura 1.1. Esquema del efecto fotoeléctrico [8].

⁴ Cuando se forma un núcleo atómico cierta masa se destruye y se convierte en energía (razón por la cual la masa del átomo no es igual a la suma de las masa de las partículas que la constituyen) que mantiene unido al nucleido, dicha energía es denominada energía de enlace [6].

II. *Dispersión incoherente o Compton*: A diferencia del efecto fotoeléctrico, esta interacción se lleva a cabo entre la “colisión” de un fotón incidente y un electrón débilmente unido al átomo, es decir, un electrón que orbita en la capa más externa del átomo y que puede considerarse como un electrón libre (ver Figuraa. 1.2). Después de la colisión, el fotón no desaparece sino se desvía de su trayectoria con un ángulo θ (ángulo de dispersión), cediendo parte de su energía al electrón y expulsándolo de su órbita. Si el electrón libre está en reposo, la energía del fotón dispersado está relacionado con θ por:

$$E_{sp} = (hv) \frac{1}{1 + (hv/m_e c^2)(1 - \cos\theta)} \quad (\text{Ec.1.2})$$

Donde hv es la energía del fotón incidente y $m_e c^2 = 0.511 \text{ MeV}$ es la energía en reposo del electrón. La energía cinética del electrón expulsado (electrón de retroceso), E_{re} , será entonces:

$$E_{re} = hv - E_{sp} = (hv) \frac{(hv/m_e c^2)(1 - \cos\theta)}{1 + (hv/m_e c^2)(1 - \cos\theta)} \quad (\text{Ec.1.3})$$

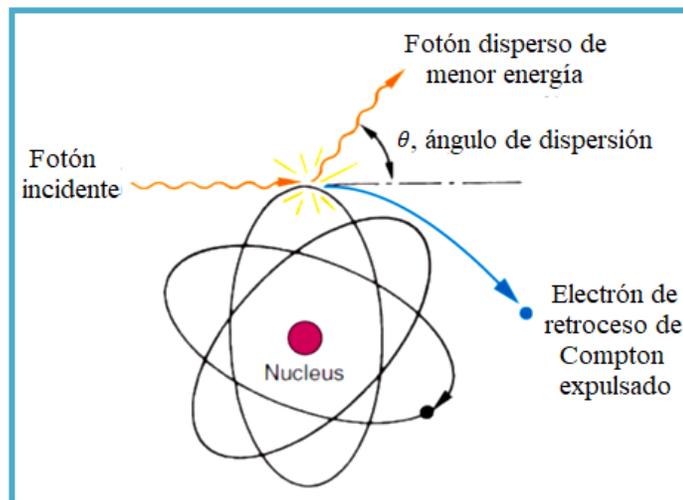


Figura 1.2. Esquema de la dispersión Compton [8].

De esta última ecuación, observemos que la energía de los fotones expulsados nunca es cero, siendo el mínimo en $\theta = 180^\circ$ y el máximo en $\theta = 90^\circ$, por lo tanto, en un evento de dispersión Compton el fotón no puede transferir toda su energía al electrón.

- I. *Dispersión de Rayleigh o coherente*: Proceso que ocurre entre la colisión de un fotón incidente y un átomo. El fotón es absorbido por un electrón ligado que pasa a un estado de mayor energía e instantáneamente vuelve a su estado original emitiendo el mismo fotón absorbido, sin ceder parte de su energía. La dispersión de Rayleigh es importante solo a energías relativamente bajas ($\ll 50 \text{ keV}$).

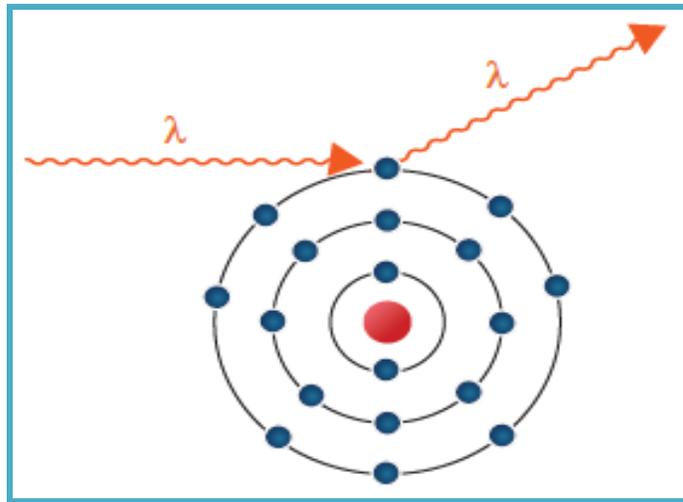


Figura 1.3. Esquema de la dispersión Rayleigh [6].

1.2. RADIATIVIDAD

La desintegración radiactiva o radioactividad es el proceso de transformación de nucleidos ⁵ inestables a nucleidos estables, por la emisión de radiación (ondas, partículas o ambas) y sin la influencia de algún agente externo que lo induzca (por ejemplo, presión o temperatura). Este proceso implica, además, una transformación de masa en energía que se imparte como energía cinética a las partículas emitidas o como fotones.

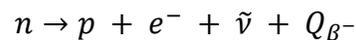
⁵ Un nucleido es un término genérico que se le aplica a los átomos con un número de protones (p) y neutrones (n) específicos. La relación p-n es de suma importancia para estabilidad de los nucleidos, ya que es un parámetro que afecta el balance de repulsión electrostática entre los protones [7].

La desintegración radiactiva se lleva a cabo de manera espontánea, describiéndose en términos de probabilidades debido a que no hay manera certera de predecir con exactitud cuándo ocurrirá el evento [10].

1.2.1. TIPOS DE DESINTEGRACIÓN RADIATIVA

Los tipos de desintegraciones radiactivas están nombradas de acuerdo con el tipo de radiación emitida. Para fines de esta tesis, se describen a continuación solo los procesos de desintegración que ocurren en una fuente de Iridio-192 (Ir-192) [6, 8, 10].

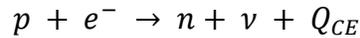
- I. *Desintegración beta negativa (β^-)*: Proceso en el que un neutrón (n) se transforma en un protón (p) emitiendo simultáneamente un electrón (e^-) y un antineutrino ($\bar{\nu}$). Esquemáticamente, el proceso se describe como:



donde Q_{β^-} es la energía liberada por la desintegración β^- , resultante de la conservación de energía y compartida como energía cinética entre el núcleo resultante (núcleo hijo), el e^- y el $\bar{\nu}$. Debido a la gran diferencia de masa entre el núcleo hijo y el e^- y el $\bar{\nu}$, solo una pequeña proporción de Q puede ser transferida al núcleo hijo.

En algunos casos, el proceso de desintegración β^- da como resultado un nuevo elemento en un estado excitado que decae rápidamente a un estado más estable emitiendo uno o varios rayos γ . La emisión de rayos γ se da en una serie precisa y discreta de valores de energía sin cambiar el elemento hijo.

- II. *Captura de electrones (CE)*: También denominado “desintegración β^- inverso”, es un proceso en el cual el núcleo captura uno de los electrones orbitales, generalmente de la capa K, y junto con el protón se transforman en un neutrón y un neutrino (ν) emitido. Esquemáticamente el proceso es:



donde, la energía liberada (Q_{CE}) es distribuida como energía cinética entre el ν y el núcleo hijo. Este proceso resulta en un elemento hijo en un estado excitado, la desexcitación del nuevo elemento se da a través de la emisión de rayos γ . Además, la vacante disponible en la órbita del electrón capturado es ocupado por un electrón de una órbita más externa, dando lugar a la emisión de rayos X característicos y electrones Auger ⁶.

1.2.2. CONSTANTE DE DESINTEGRACIÓN

La constante de desintegración (λ) se define como la probabilidad (dP) de que un radionúclido sufra una desintegración radiactiva espontánea en un intervalo de tiempo dt :

$$\lambda \equiv \frac{dP}{dt} \quad (\text{Ec.1.4})$$

Su unidad de medida es tiempo elevada a la menos uno [s^{-1}] y su valor es característico de cada radionúclido. Para los radionúclidos que sufren más de un tipo de desintegración, se define un valor λ_i , donde i representa la i -ésima desintegración, de manera que la constante de desintegración total, λ , es la suma de las i -ésimas constantes de desintegración de todo el proceso [7 y 8].

1.2.3. ACTIVIDAD

La actividad (A) se define como el número de desintegraciones (dN) de N átomos radiactivos en un intervalo de tiempo dt :

⁶ Los electrones Auger son electrones monoenergéticos producidos por la absorción de rayos X característicos por el átomo y reemisión de la energía en forma de electrones orbitales expulsados del átomo.

$$A \equiv \left| \frac{dN}{dt} \right| \quad (\text{Ec.1.5})$$

donde dN/dt representa la tasa de desintegración promedio. Con dP dado por $dP = -dN/N$, donde el signo menos indica que N disminuye con el paso del tiempo, se obtiene de la ecuación 1.4 que:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (\text{Ec.1.6})$$

Luego, sustituyendo la ecuación 1.6 en 1.5 se llega a que la actividad es directamente proporcional al número de átomos radiactivos,

$$A = \lambda N \quad (\text{Ec.1.7})$$

Además, de la ecuación 1.6 se deduce mediante integración directa que:

$$N(t) = N(t_0 = 0)e^{-\lambda t} \quad (\text{Ec.1.8})$$

Y, por lo tanto, de las ecuaciones 1.7 y 1.8 se llega a que la actividad depende del tiempo como:

$$A(t) = A(t_0 = 0)e^{-\lambda t} \quad (\text{Ec.1.9})$$

donde $e^{-\lambda t}$ se denomina factor de desintegración. La unidad de medida de A , en el Sistema Internacional (SI), es el Becquerel [Bq] aunque comúnmente se suele emplearse la unidad Curie [Ci], donde $1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ [8].

1.2.4. VIDA MEDIA

La vida media ($T_{1/2}$) indica el tiempo transcurrido en el que se ha desintegrado el 50% de los radionúclidos iniciales de una muestra radiactiva y, por lo tanto, la mitad de su actividad. La vida media y la constante de desintegración están relacionados por [7]:

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (\text{Ec.1.10})$$

1.3. DOSIMETRIA

Las cantidades que se definen a continuación describen la interacción de un campo de radiación con la materia.

1.3.1. KERMA Y TASA DE KERMA

El Attix [4] define el Kerma (K) como el valor esperado de la energía transferida ($d\langle\epsilon_{tr}\rangle$) de radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo la energía por pérdida de radiación y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra,

$$K \equiv \frac{d\langle\epsilon_{tr}\rangle}{dm} \quad (\text{Ec.1.11})$$

donde,

$$\epsilon_{tr} = (R_i)_u - (R_s)_u^{nonr} + \Sigma Q \quad (\text{Ec.1.12})$$

aquí,

- $(R_i)_u$ es la energía de la radiación indirectamente ionizante incidente en un volumen finito V .
- $(R_s)_u^{nonr}$ es la energía de radiación indirectamente ionizante saliente de V , exceptuando la que se origina a partir de la conversión de energía cinética de partículas cargadas en energía fotónica mientras están en V .
- ΣQ es la energía neta derivada de la masa en reposo en V .

En otras palabras, K es la suma de las energías transferidas en forma de energía cinética a partículas cargadas por la interacción con partículas no cargadas (fotones o neutrones) en un volumen finito V de un medio absorbente. Sus unidades en el SI son joule por kilogramo [J/kg] comúnmente expresado en gray [Gy], donde $1 J/kg = 1Gy$.

El incremento del Kerma en un intervalo de tiempo dt , se denomina tasa de Kerma (\dot{K}) y está dado por:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (\text{Ec.1.13})$$

cuyas unidades en el SI son gray por segundo elevado a la menos uno [$Gy \cdot s^{-1}$] [4, 7].

1.3.1.1. TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE

El Reporte No. 38 de la ICRU [11] define la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (\dot{K}_R) como la Tasa de Kerma del aire en el aire a un metro de referencia del centro de una fuente cilíndrica de rayos γ , corregida por atenuación y dispersión del aire. El Reporte No. 58 de la ICRU [12] propone que sus unidades deben expresarse en $mGy \cdot h^{-1}$ o $\mu Gy \cdot h^{-1}$.

1.3.1.2. INTENSIDAD DE KERMA EN AIRE

En el Reporte No.21 de la Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) [13] define la Intensidad de Kerma en Aire (S_K) como el producto de la Tasa de Kerma de Referencia en aire, a una distancia r desde el centro de una fuente cilíndrica y a lo largo de la bisectriz perpendicular, por el cuadrado de la distancia (ver Figura. 1.4):

$$S_K \equiv \dot{K}_R(r) \cdot r^2 \quad (\text{Ec.1.14})$$

Donde r es lo suficientemente grande para considerar una fuente puntual y para que las dimensiones finitas del detector utilizado para medir S_K no influya en el resultado. Sus unidades son [$\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$] o [$\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$] y generalmente se expresa por el símbolo U [14].

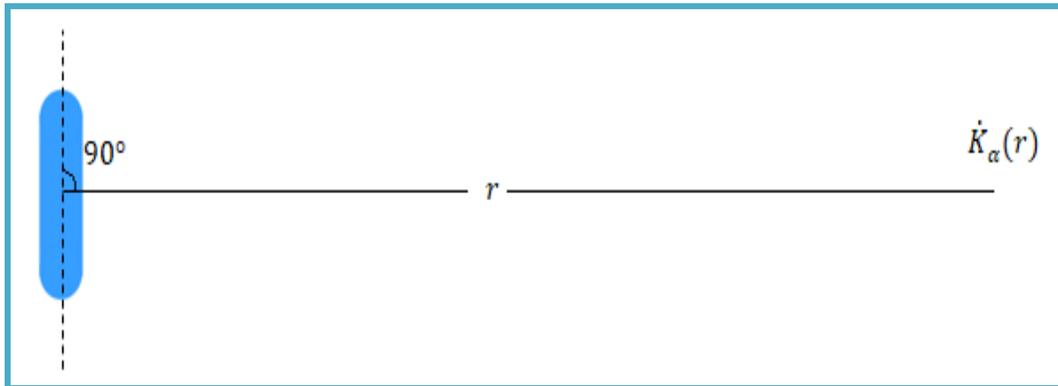


Figura 1.4. Representación de una fuente de rayos- γ para determinar el valor de S_K en términos de la distancia radial r .

1.3.2. DOSIS ABSORBIDA Y TASA DE DOSIS ABSORBIDA

El Attix [4] define la dosis absorbida (D), relevante para todo tipo radiación ionizante (directas, indirectas o distribuidas dentro del medio absorbente), como el valor de expectación de la energía impartida a un material por unidad de masa en un punto de interés.

$$D \equiv \frac{d\epsilon}{dm} \quad (\text{Ec.1.15})$$

donde

$$\epsilon = (R_i)_u - (R_s)_u + (R_i)_c - (R_s)_c + \Sigma Q \quad (\text{Ec.1.16})$$

aquí,

- $(R_i)_u$ y ΣQ están definidos en la ecuación 1.12.
- $(R_s)_u$ es la energía de toda la radiación indirectamente ionizante que sale del volumen finito V .
- $(R_i)_c$ es la energía de la radiación directamente ionizante que entra en V .
- $(R_s)_c$ es la energía de la radiación directamente ionizante que sale de V .

Las unidades de D son las mismas que K . El incremento de dosis absorbida (dD) en un intervalo de tiempo, dt , se denomina tasa de dosis absorbida y está dado por:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{Ec.1.17})$$

cuyas unidades son iguales a las de \dot{K} [4, 6].

1.3.3. EXPOSICIÓN Y TASA DE EXPOSICIÓN

La exposición (X), definido solo para rayos X y rayos γ , se define como:

$$X \equiv \frac{dQ}{dm} \quad (\text{Ec.1.18})$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en el aire cuando todos los electrones y positrones liberados por la interacción de los fotones en el aire de masa dm se detienen completamente. Las unidades en el SI son Coulomb por kilogramo [C/kg] y comúnmente se expresa en Roentgen [R], donde $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ en aire.

El incremento de exposición (dX) en un intervalo de tiempo se define como tasa de exposición y está dado por:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (\text{Ec.1.19})$$

cuyas unidades son Roentgen por segundo [R/s] [4, 6, 7].

1.4. CÁNCER CERVICOUTERINO

El cáncer cervicouterino (CaCu) es un cáncer ginecológico que consiste en una neoplasia⁷ maligna que se desarrolla en el cérvix (cuello uterino), en su mayoría de las veces en la zona de transformación de la mucosa ecto o endocervical, y es causada principalmente por el Virus del Papiloma Humano (VPH) [15]. De acuerdo con el Centro Internacional de Investigaciones sobre el Cáncer (IARC por sus siglas en inglés) el CaCu fue el segundo cáncer en mujeres con mayor incidencia a nivel mundial en 2021. En México, se registró una incidencia de 22 069, ocupando el tercer lugar, y 7 199, ocupando el segundo lugar, en mujeres con edades de 20 a 44 y 45 a 70 años, respectivamente. El número de muertes registrados para el mismo año fue de 5 065 y 3 099 en edades de 20 a 44 y 45 a 70 años, respectivamente, ocupando en ambos el segundo lugar, según datos reportados en el Observatorio Global del Cáncer (OGC) de la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1].

⁷ También conocido como tumor, las neoplasias son un crecimiento anormal de tejido en el cual el crecimiento de las células son descontroladas y progresivas [16].

1.4.1. ANATOMÍA

1.4.1.1. ÚTERO

El útero es un órgano muscular hueco en forma de pera invertida ubicada en la pelvis, por encima de la vagina, posterior al recto e inclinado hacia adelante sobre la vejiga (ver Figura 1.5.a). Mide en promedio en una persona adulta de 7 a 8 cm de longitud, de 5 a 7 cm de ancho y de 2 a 3 cm de diámetro. Se divide en dos tercios superiores, llamado cuerpo uterino, y un tercio inferior, llamado cérvix. Su parte más superior, en forma de cúpula, se llama fondo. Cuenta con una pared uterina que se divide en tres capas:

- Endometrio: Es la capa más interna y es una capa mucosa que cubre la cavidad uterina por epitelio columnar y abundantes glándulas tubulares.
- Miometrio: Es la capa intermedia y es una capa muscular gruesa (de 12 a 15 mm) que consiste principalmente de fibras musculares lisas con patrones longitudinales, circulares y espirales, está entrelazado con tejidos conectivos, principalmente vasos sanguíneos y nervios.
- Perimetrio: Es la capa más externa y es una capa serosa que cubre el cuerpo del útero y parte del cérvix.

1.4.1.2. CÉRVIX

El cérvix es una estructura cilíndrica que mide aproximadamente 3 cm de longitud por 3 cm de diámetro y es predominantemente un órgano fibroso que rodea el canal cervical, conectando el útero con la vagina. Se divide en dos partes (ver Figura 1.5.b):

- Exocérvix o ectocérvix: es la región externa que se proyecta hacia la vagina y está revestida por células escamosas.
- Endocérvix: es una abertura que se extiende desde el orificio interno que se abre hacia la vagina y está revestido por células glandulares [17, 18].

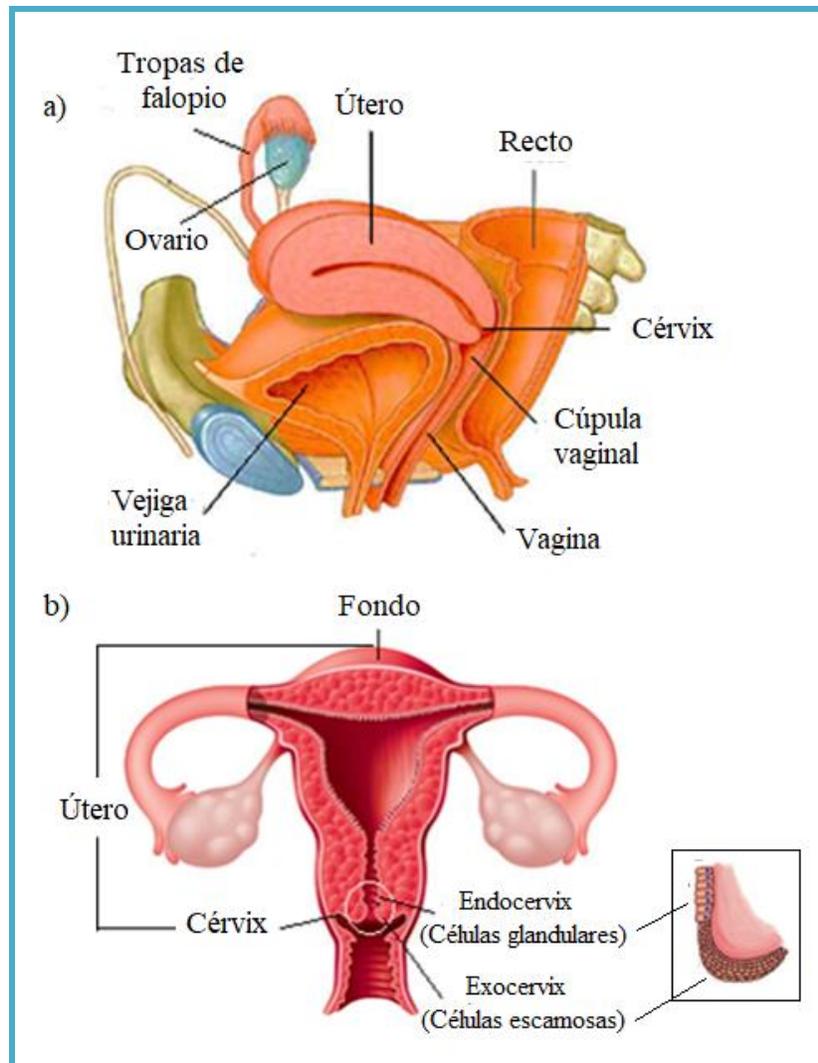


Figura 1.5. Anatomía femenina. a) Anatomía de la zona pélvica femenina [18]. b) Aparato reproductor femenino.

1.4.2. VIRUS DEL PAPILOMA HUMANO

Se estima que aproximadamente el 99% de los CaCu están relacionados con la presencia del Virus del Papiloma Humano (VPH). Descubierta en 1970 por Zur Hausen [19], el VPH es un virus de ácido desoxirribonucleico (ADN) que interviene en la proliferación de células epiteliales. Existen más de 200 tipos de los cuales alrededor del 40 infectan el tracto genital, dividiéndose en dos grupos:

- Bajo riesgo: asociados con cambios benignos como el condiloma; y
- Alto riesgo, asociados con el CaCu, siendo los agentes 16 y 18 los responsables del 71% de los casos.

El genoma del VPH se integra en los cromosomas de las células epiteliales del cérvix y codifica sus proteínas alterando la proliferación celular.

Los principales factores asociados incluyen la edad temprana de la primera relación sexual, historial de múltiples parejas sexuales, un gran número de embarazos, antecedentes de enfermedades de transmisión sexual y anticonceptivos orales. Pueden pasar de 10 a 20 años después de la exposición inicial al VPH para el desarrollo al CaCu, sin embargo, existen factores que podrían acelerar el proceso, como sería el caso del tabaquismo. La prueba de Papanicolaou sigue siendo el método más eficaz para la detección de cambios premalignos y malignos del cérvix, reduciendo en gran medida el número de casos [15, 17, 19].

1.4.3. ESTADIFICACIÓN FIGO DEL CÁNCER CERVICOUTERINO

Aunque no es el único registro de estadificación, la clasificación del CaCu está basada comúnmente en el sistema de la Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO) dictada en el Reporte del Cáncer FIGO del 2018 [15].

| Tabla 1.1. Estadificación FIGO del 2018 para el CaCu [15]. | |
|---|---|
| ESTADIO | DESCRIPCIÓN |
| I | El carcinoma está estrictamente confinado al cérvix (se destaca la extensión al cuerpo uterino). |
| IA | El carcinoma invasivo solo puede ser diagnosticada mediante microscopía, con profundidad máxima de invasión < 5 mm ^a . |
| IA1 | Invasión estromal medida < 3 mm de profundidad. |
| IA2 | Invasión estromal medida ≥ 3 mm y < 5 mm de profundidad. |
| IB | Carcinoma invasivo con profundidad invasiva medida ≥ 5 mm (mayor que en IA), lesión limitada al cérvix ^b . |
| Continúa | |

| | |
|--|--|
| IB1 | Carcinoma invasivo ≥ 5 mm de profundidad invasiva del estroma y < 2 cm en su mayor dimensión. |
| IB2 | Carcinoma invasivo ≥ 2 cm 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 | Afectación limitada a los dos tercios superiores de la vagina sin afectación parametrial. |
| IIA1 | Carcinoma invasivo < 4 cm en su mayor dimensión. |
| IIA2 | Carcinoma invasivo ≥ 4 cm en su mayor dimensión. |
| IIB | Con afectación 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 ^c . |
| IIIA | El carcinoma afecta el tercio inferior de la vagina, sin extensión a la pared pélvica. |
| IIIB | Extensión a la pared pélvica y/o hidronefrosis o insuficiencia renal (a menos que se sepa que se debe a otra causa). |
| IIIC | Afectación de los ganglios linfáticos pélvicos y/o paraaórticos, independientemente del tamaño y la extensión del tumor (con notaciones r y p) ^c . |
| IIIC1 | Sólo metástasis en los ganglios linfáticos pélvicos. |
| IIIC2 | Metástasis en ganglios linfáticos paraaórticos. |
| IV | El carcinoma se ha extendido más allá de la pelvis verdadera o ha afectado (comprobado por biopsia) la mucosa de la vejiga o el recto. (Un edema bulloso, como tal, no permite asignar un caso al estadio IV). |
| IVA | Propagación a los órganos pélvicos adyacentes. |
| IVB | Propagación a órganos distantes. |
| En caso de duda, se debe asignar la estadificación más baja. | |
| ^a Se pueden utilizar imágenes y patología, cuando estén disponibles, para complementar los hallazgos clínicos con respecto al tamaño y extensión del tumor, en todas las etapas. | |
| ^b La afectación de los espacios vasculares / linfáticos no cambia la Estadificación. Ya no se considera la extensión lateral de la lesión. | |
| ^c Agregar la notación de r (imagenología) y p (patología) para indicar los hallazgos que se utilizan para asignar el caso al estadio IIIC. Ejemplo: si las imágenes indican metástasis en los ganglios linfáticos pélvicos, la asignación de estadio sería el estadio IIIC1r y, si los hallazgos patológicos lo confirman, sería el estadio IIIC1p. Siempre se debe documentar el tipo de modalidad de imagen o técnica patológica utilizada. | |

1.4.4. TRATAMIENTO

Los principales tratamientos para el CaCu son la cirugía y la radioterapia (RT), siendo la quimioterapia (QT) un valioso complemento. La elección del tratamiento puede verse influenciado por factores como la edad del paciente, tamaño y diseminación del cáncer. La cirugía es adecuada para etapas iniciales con estadios IA y IB, el tipo de cirugía puede seleccionarse de acuerdo con la etapa y grado de diseminación; en raras ocasiones puede aplicarse a estadios IVA, sin embargo, se tiene un pronóstico desfavorable. Aunque la cirugía es recomendable para estadios en etapas tempranas, existen casos (estadios IA, IB1, IB2 y IIA1) en donde su aplicación no es posible debido a factores médicos y para estos casos la RT proporciona resultados igualmente buenos.

A lo largo del tiempo, se han realizado diversos estudios que confirman que la BT después de un tratamiento con radioterapia de haz externa (EB-RT por sus siglas en inglés), en CaCu, mejora significativamente la supervivencia del paciente al saber que el control tumoral esta correlacionada con la dosis de radiación y el volumen del cáncer. La BT puede emplearse como tratamiento primario del CaCu en estadios tempranos IA a IB1 y a medida que el diámetro del tumor excede los 4 cm (estadios IB3 y IIA2) se recomienda un tratamiento de EB-RT concomitante con QT (generalmente cisplatino ⁸ por vía intravenosa) más BT intracavitaria adyuvante. En casos con CaCu localmente avanzados (IIB a IVA) la RT concomitante con QT suele ser ya el tratamiento estándar. Las EB-RT estándar se aplica con una dosis prescrita de 45 a 50 Gy en una técnica de caja (4 campos a la región pélvica: 2 laterales, uno anterior y uno posterior), mientras que las BT en baja tasa de dosis se aplica de 30 a 40 Gy en 2 fracciones o en alta tasa de dosis de 6 a 8 Gy en 3 o 5 fracciones, dando un total de 80 a 90 Gy en 8 semanas en tratamientos combinados de EB-RT y BT. Para pacientes paliativos suelen aplicarse 20 Gy en 5 fracciones en una semana o 30 Gy en 10 fracciones por dos semanas con RT de corto tiempo [15, 17].

⁸ El cisplatino es un fármaco alquilante basado en platino que bloquea la división celular, se administra en quimioterapia para tratar diversos tipos de cáncer.

1.5. BRAQUITERAPIA

La Braquiterapia (BT) (del griego *brachy* que significa corto) es un tratamiento de la RT que hace uso de fuentes radiactivas, transportadas y colocadas a través de dispositivos (aplicadores) o guías, para administrar altas cantidades de dosis a volúmenes pequeños. La BT puede clasificarse según [17, 20]:

I. Técnica de implantación de la fuente.

1. *Intracavitaria*: Consiste en introducir aplicadores a través de una cavidad corporal para que la fuente quedase cerca del volumen tumoral. Se emplea principalmente en tumores ginecológicos.
2. *Intersticial*: Consiste en implantar quirúrgicamente fuentes directo al volumen tumoral. Se emplea principalmente para el tratamiento de cáncer de próstata.
3. *Intraluminal*: Consiste en insertar fuentes en un lumen corporal (vaso sanguíneo, bronquios, esófago o el conducto biliar) para tratar su superficie y los tejidos adyacentes. Se emplea principalmente para tratar lesiones en los bronquios o esófago.
4. *Superficial*: Consiste en colocar fuentes, a través de aplicadores o moldes personalizados, sobre la piel o la mucosa inmediatamente adyacente al volumen tumoral. Se emplea para tratar lesiones cutáneas u oculares.

II. Tecnología de carga de la fuente.

1. *Precarga*: Fuentes implantadas directamente al paciente.
2. *Poscarga manual*: Fuentes implantadas a través de catéteres, agujas o aplicadores en el paciente.
3. *Poscarga remota*: Fuentes implantadas a través de catéteres, agujas o aplicadores que junto con un equipo blindado transporta la fuente, accionando el movimiento de la fuente mediante un sistema remoto.

III. Medios para controlar la dosis.

1. *Implantes temporales*: Fuentes colocadas en el paciente durante un tiempo específico.
2. *Implantes permanentes*: Fuentes colocadas en el paciente durante un tiempo indefinido e inamovible.

IV. Tasa de dosis.

1. *Baja tasa de dosis* (LDR por sus siglas en inglés): Fuentes que administran dosis a una tasa de 0.4 a 2 Gy/h.
2. *Mediana tasa de dosis* (MDR por sus siglas en inglés): Fuentes que administran dosis a una tasa de 2 a 12 Gy/h.
3. *Alta tasa de dosis* (HDR por sus siglas en inglés): Fuentes que administran dosis a una tasa > 12 Gy/h.

1.5.1. IRIDIO-192

El iridio-192 es un radioisótopo producido en reactores nucleares a través de la captura de neutrones por el Iridio-191 estable, tiene una vida media de 73.81 días y decae principalmente a través de desintegración β^- , en un 95% de las veces, a varios estados excitados del Platino-192 (ver Figura 1.6.a) y en el 5% de las veces restantes a través de EC a estados excitados del Osmio-192 (ver Figura 1.6.b), la desexcitación al estado fundamental del Platino-192 ocurre en un 94% de las veces a través de la emisión de rayos γ , al igual que la desexcitación al estado fundamental del Osmio-192, en un 60 % de las veces; durante dichos procesos también se emiten rayos X característicos y partículas β^- que a pesar de que algunos alcanzan altas energías sus probabilidades de emisión son muy bajas. En las Tablas 1.2 y 1.3 se muestran las energías e intensidades de los rayos γ emitidos en cada proceso [7, 21].

Tabla 1.2. Energías e intensidades de los rayos- γ emitidos en la desintegración β^- [21].

| Fotones | Energía (MeV) | Intensidad (%) |
|----------|---------------|----------------|
| γ | 0.1364 | 0.199 |
| γ | 0.1770 | 0.0043 |
| γ | 0.2803 | 0.008 |
| γ | 0.2960 | 28.71 |
| γ | 0.3085 | 29.70 |
| γ | 0.3165 | 82.86 |
| γ | 0.4165 | 0.670 |
| γ | 0.4681 | 47.84 |
| γ | 0.4855 | 0.0047 |
| γ | 0.5886 | 4.522 |
| γ | 0.5936 | 0.0420 |
| γ | 0.5994 | 0.0039 |
| γ | 0.6044 | 8.216 |
| γ | 0.6125 | 5.34 |
| γ | 0.7658 | 0.0013 |
| γ | 0.8845 | 0.292 |
| γ | 1.0615 | 0.0531 |
| γ | 1.0900 | 0.00116 |
| γ | 1.3785 | 0.00140 |

Tabla 1.3. Energías e intensidades emitidos por CE [21].

| Fotones | Energía (MeV) | Intensidad (%) |
|----------|---------------|----------------|
| γ | 0.1103 | 0.0127 |
| γ | 0.2013 | 0.471 |
| γ | 0.2058 | 3.31 |
| γ | 0.2833 | 0.266 |
| γ | 0.3291 | 0.0173 |
| γ | 0.3745 | 0.727 |
| γ | 0.4205 | 0.069 |
| γ | 0.4846 | 3.19 |
| γ | 0.4891 | 0.438 |
| γ | 0.7038 | 0.0053 |

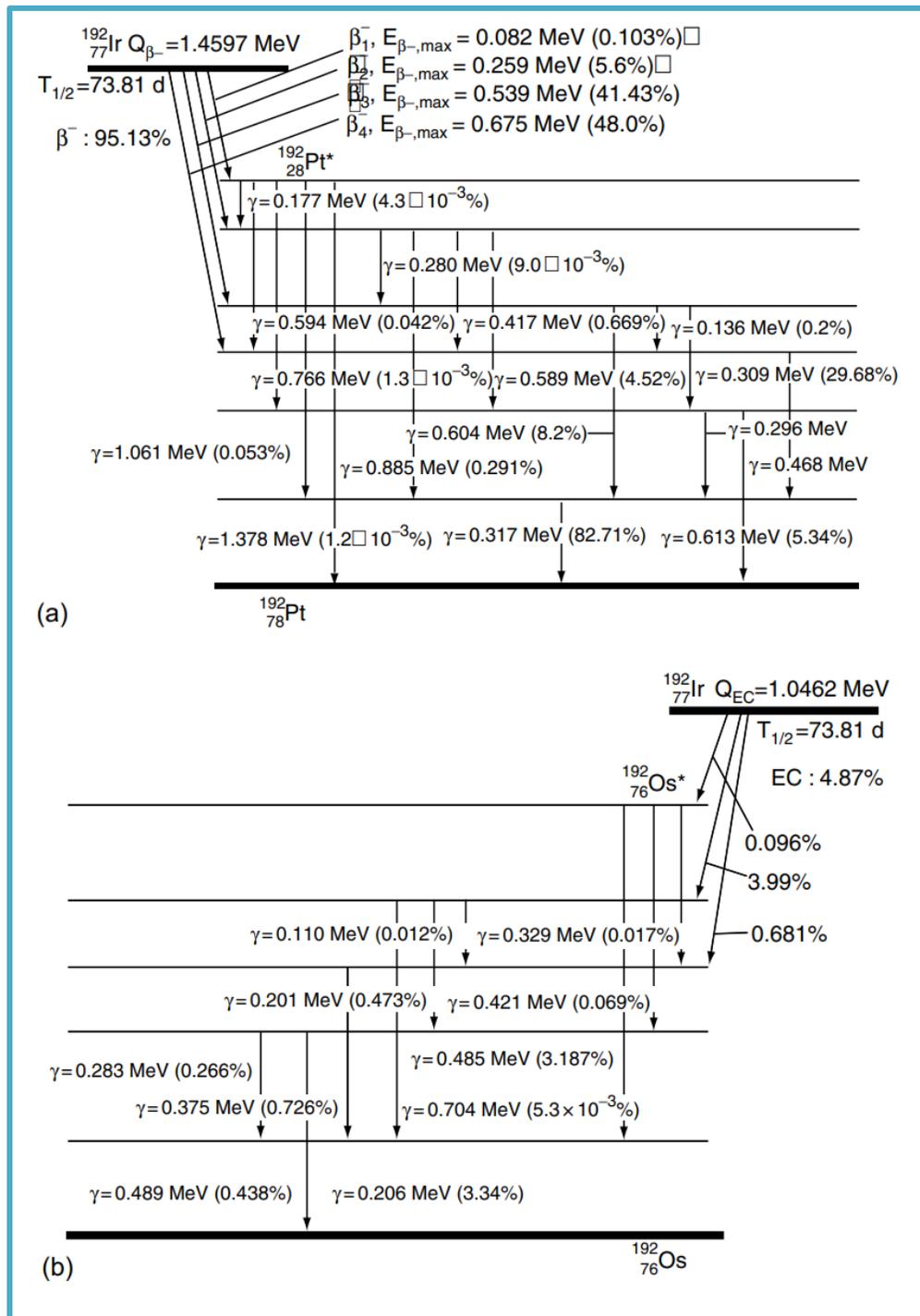


Figura 1.6. Formas de desintegración para el Iridio-192. a) Desintegración beta negativo. b) Desintegración por captura de electrones [7].

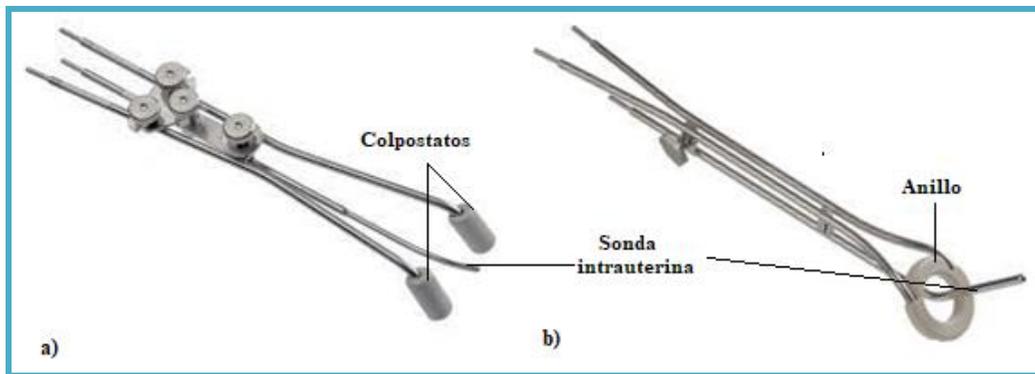


Figura 1.8. Aplicadores ginecológicos. a) Fletcher-Suit-Delclos. b) Aplicador de anillo.

1.5.4. PLANIFICACIÓN 3D EN BRAQUITERAPIA

La BT, basada en un sistema de planeación 3D, está apoyado en imágenes de Tomografía Computarizada (TC) y/o Resonancia magnética (RM) permitiendo calcular dosis a volúmenes en lugar de puntos de referencia, como es en el caso de la BT-2D. Hoy en día, las instituciones que brindan un servicio de BT-2D ven la posibilidad de pasar un sistema 3D, pues los beneficios no solo se ven a nivel clínico sino también físicos y de protección radiológica.

Las publicaciones del grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO [23, 24] han proporcionado un conjunto de conceptos, términos y recomendaciones sobre la evaluación en la planificación de los planes de tratamiento para CaCu; el Volumen Tumoral Grueso (GTV por sus siglas en inglés), el Volumen Tumoral Clínico (CTV por sus siglas en inglés) y el Volumen Tumoral de Planeación (PTV por sus siglas en inglés) son términos comunes en la evaluación de planes de tratamiento, pues estos delimitan volúmenes objetivos sobre el tumor real. La dosis total, en un tratamiento estándar (EB-RT + BT) de RT, debe ser equivalente de 80 a 90 Gy en fracciones de 2 Gy para el CTV de alto riesgo y 60 Gy para el CTV de riesgo bajo. Estas recomendaciones brindan un control local máximo del tumor sin exceder la tolerancia de dosis en OR. (Recto, $V_{70} \leq 25\%$, $V_{60} \leq 40\%$ y $V_{50} \leq 60\%$; vejiga, $V_{70} \leq 25\%$ y $V_{60} \leq 40\%$; intestino delgado, $V_{45} \leq 25\%$; cabeza y cuello femorales, $V_{50} \leq 5\%$) [25].

1.6. MONTE CARLO

El método Monte Carlo (MC) es una técnica de simulación estadística que usa números aleatorios y funciones de distribuciones de probabilidades adecuadas. Su característica principal es de carácter estocástico, pues en cada cálculo para el mismo problema resulta en un valor diferente. Las simulaciones por MC se han vuelto una herramienta esencial para la BT debido a las complejidades de medir experimentalmente las distribuciones de dosis de una fuente de BT a causa de los gradientes de dosis bruscos, las energías bajas y variables y la tasa de dosis dependiente de la distancia de la fuente.

1.6.1. MCNP6.2

Desarrollado por el Laboratorio Nacional de los Álamos (ANL por sus siglas en inglés), MCNP (Monte Carlo de N-Partículas) es un código de transporte de radiación diseñado para rastrear partículas (neutrones, fotones, electrones, etc.) en un amplio rango de energías. Entre las áreas de aplicación se encuentran la protección radiológica y dosimetría, radiografía, física médica, diseño y análisis de detectores, diseño de aceleradores, diseño de reactores de fisión y fusión, etc. Para los fotones, el código tiene en cuenta la dispersión incoherente y coherente, la posibilidad de emisión fluorescente después de la absorción fotoeléctrica, la absorción en producción de pares con la emisión local de radiación de aniquilación y bremsstrahlung, pero no incluye campos externos o autoinducidos [26].

1.6.2. PROTOCOLO DEL GRUPO DE TRABAJO No.43 DE LA AAPM

El grupo de trabajo No.43 de la AAPM publicó en 1995 [27] un protocolo de dosimetría para fuentes de BT el cual define cantidades físicas necesarias para calcular la tasa de dosis absorbida en agua en un espacio bidimensional alrededor de fuentes simétricamente cilíndricas; estas cantidades dependen de la geometría, diseño, espectro de energías y medio de fotones primarios de la fuente, y son específicos para cada modelo de fuente. Este protocolo aplica tanto para fuentes de BT de poscarga remota como de poscarga manual.

1.6.2.1. TASA DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA BIDIMENSIONAL

Considerando como origen del sistema el centro de la longitud activa de la fuente (L) (ver Figura 1.9) y un sistema de coordenadas polares, la tasa de dosis absorbida en agua en un punto (r, θ) se describe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (\text{Ec.1.20})$$

donde

- S_k es la intensidad de kerma en aire de la fuente.
- Λ es la constante de tasa de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$].
- $G(r, \theta)$ es el factor de geometría.
- $g_L(r)$ es la función radial de dosis para una aproximación de fuente lineal.
- $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía.

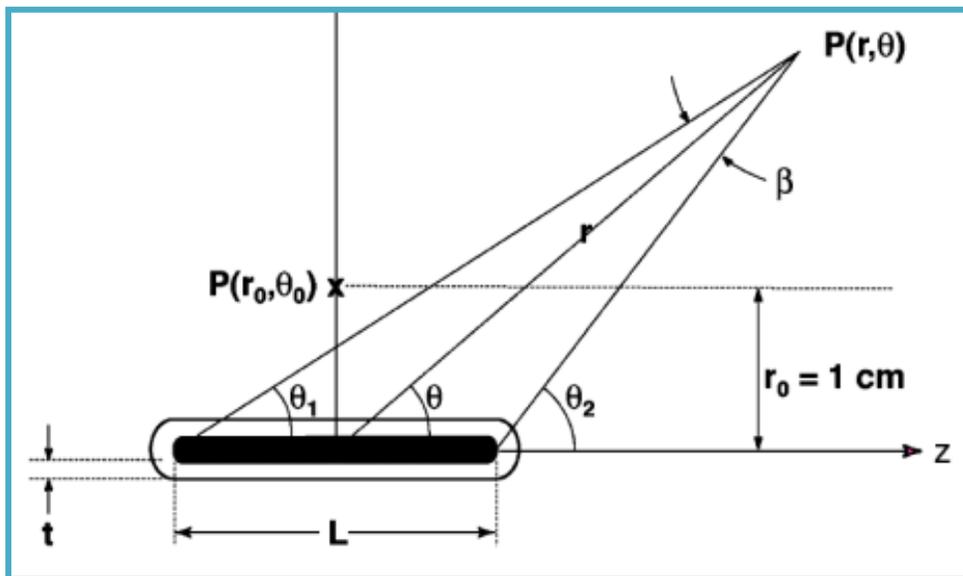


Figura 1.9. Esquema de una fuente simétricamente cilíndrica de BT [28].

La variable S_k se discutió en la sección 1.3.1.1. A continuación, se describe con mayor detalle cada uno de los parámetros restantes.

1.6.2.2. CONSTANTE DE TASA DE DOSIS

La constante de tasa de dosis en agua (Λ) se define como:

$$\Lambda \equiv \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (\text{Ec.1.21})$$

donde r_0 y θ_0 son coordenadas a un punto de referencia de 1 cm y 90°, respectivamente, y sus unidades son [$cGy h^{-1} U^{-1}$]. Λ incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial de la radiactividad dentro de la fuente, el encapsulado y la dispersión en el medio.

1.6.2.3. FUNCIÓN DE GEOMETRÍA

La función de geometría se define como:

$$G(r, \theta) \equiv \frac{\int_V [\rho(r') dV' / |r' - r|^2]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (\text{Ec.1.22})$$

donde $\rho(r')$ representa la densidad de radiactividad dentro de la fuente y dV' un elemento de volumen ubicado en un punto $p(r')$. El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 [28] recomienda el uso consistente de la función de geometría de una fuente lineal para la evaluación de distribuciones de dosis en 2D y de una fuente puntual para la evaluación de distribuciones de dosis en 1D, entonces esta función se reduce a:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} r^{-2} & , \text{ aproximación de fuente puntual} \\ \left(r^2 - \frac{L^2}{4} \right)^{-1} & \text{si } \theta = 0^\circ \\ \frac{\beta}{Lr \text{sen}(\theta)} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \end{cases} , \text{ aproximación de fuente lineal} \quad (\text{Ec.1.23})$$

donde β es el ángulo subtendido por la fuente activa con respecto al punto (r, θ) ; es decir, $\beta = \theta_2 - \theta_1$ (ver Figura 1.9). $G(r, \theta)$ representa la distribución de la dosis relativa debido únicamente a la distribución espacial de la radioactividad, ignorando los efectos de absorción de fotones y la dispersión en la estructura de la fuente.

1.6.2.4. FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS

La función radial de dosis se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)G(r, \theta_0)} \quad (\text{Ec.1.24})$$

Esta función describe la caída de la tasa de dosis conforme se aumenta la distancia a lo largo del eje transversal debido a la absorción y dispersión en el medio, $g(r)$ está normalizada al punto de referencia (r_0, θ_0) . Algunos sistemas de planificación de tratamiento incluyen un ajuste polinomial de quinto orden

$$g(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4 + a_5r^5 \quad (\text{Ec.1.25})$$

Los coeficientes del polinomio deben determinarse de modo que se ajusten a los datos dentro del $\pm 2\%$.

1.6.2.5. FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA

La función de anisotropía se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (\text{Ec.1.26})$$

CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO.

Describe la distribución angular de la tasa de dosis alrededor de la fuente para una distancia radial dada, debido a la absorción y dispersión de los fotones por el medio y el encapsulado, en cualquier ángulo relativo a θ_0 .

CAPÍTULO 2.- METODOLOGÍA

Este trabajo de tesis se realizó en colaboración con la Unidad de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI). La Unidad cuenta con un equipo de Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR-BT por sus siglas en ingles), GammaMed Plus iX, cuya fuente radiactiva es el Ir-192 y el cual se tomó como fuente de prueba para el desarrollo de las simulaciones y evaluaciones dosimétricas de las sondas blindadas que se proponen más adelante.

Para las simulaciones fue indispensable conocer las especificaciones geométricas y materiales de la fuente y las sondas, así como el espectro de energía de los rayos gamma emitidos por el Ir-192. El espectro de energía utilizado se tomó de la literatura debido a que no se contaba con el equipo necesario para medirlo. En la literatura es posible encontrar diversos trabajos que reportan el espectro de energía del Ir-192 medido dentro de un laboratorio en óptimas condiciones, sin embargo, para este trabajo se tomó aquel que utilizado para simular la fuente GammaMed Plus HDR se obtuvieron parámetros dosimétricos, como el valor de la intensidad de la fuente el cual también puede medirse experimentalmente dentro del hospital siguiendo la metodología de la sección 2.1.

2.1. VERIFICACIÓN DE LA INTENSIDAD DE UNA FUENTES DE HDR-BT

El Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA por sus siglas en inglés) expone en el reporte TECDOC-1151 [29] que, “... *cada institución que cuente con un servicio de braquiterapia (BT) debe poseer la capacidad de verificar independientemente la intensidad de la fuente que posea ...*”. La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) en el Reporte No.21 del grupo de trabajo No.32 [13] propone especificar la intensidad de la fuente en términos de la magnitud de Intensidad de Kerma en Aire (S_K), mientras que la IAEA en el reporte TECDOC-1274 [30] propone especificarlo en términos

de la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (\dot{K}_R); como se vio en la sección 1.3.1.2, ambas magnitudes están relacionadas por la distancia al punto de medición, por lo tanto, cualquier magnitud antes mencionada es igualmente apropiado para la calibración de la fuente en una institución que ofrece un servicio de BT. Cabe mencionar que estas magnitudes son solo válidas para fuentes con geometría cilíndrica emisoras de fotones, como es el caso de la fuente GammaMed Plus HDR. A continuación, se describe el método utilizado para calibrar la fuente de Iridio-192, GammaMed Plus HDR, en aire siguiendo las recomendaciones del TECDOC-1274.

2.1.1. CALCULO DE LA TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE

La calibración no solo es necesaria para verificar el valor de \dot{K}_R , reportado en el certificado de la fuente, sino también para asegurar la trazabilidad de sus mediciones a patrones aceptados internacionalmente, garantizando que la dosis prescrita se entregue adecuadamente. Uno de los métodos actualmente aplicado para la calibración de fuentes de HDR-BT de carga remota diferida es mediante el uso de una cámara de ionización tipo pozo, donde \dot{K}_R está dado por:

$$\dot{K}_R = \left(\frac{Q_1}{t} \cdot k_{TP} - I_{fug} \right) \cdot N_{KR} \cdot K_{elec} \cdot k_{rec} \cdot K_{pol} \quad (\text{Ec.2.1})$$

donde,

- I_{fug} es la medición de la corriente de fuga.
- Q_1 es el promedio de un conjunto de lecturas de cargas colectadas ($[Q_1] = nC$) a una polaridad del 100 % (+300 V).
- t es el tiempo medido en la colecta de cada medición de carga.
- N_{KR} es el factor de calibración en intensidad de Kerma en aire de la cámara de ionización tipo pozo ($[N_{SK}] = \mu Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1}$).
- K_{elec} es el factor de calibración del electrómetro.
- K_{TP} es el factor de corrección por condiciones atmosféricas de referencia, dado por:

$$K_{TP} = \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \quad (\text{Ec.2.2})$$

aquí $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$ y $T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$ corresponden a la presión y temperatura de referencia empleados en la calibración de la cámara de pozo en un Laboratorio Secundario de Calibración de Dosimetría (LSCD), mientras que P y T corresponden a las lecturas registradas al momento de la medición.

- K_{rec} es el factor de corrección por recombinación de volumétrica, dado por:

$$\frac{1}{K_{recom}} = \frac{4}{3} - \frac{Q_1}{3Q_2} \quad (\text{Ec.2.3})$$

Q_2 es la medición de la carga colectada a una polaridad del 50% (+150 V).

- K_{pol} es el factor de corrección por polaridad, dado por:

$$K_{pol} = \frac{|Q_1 + Q_3|}{2 \cdot Q_1} \quad (\text{Ec.2.4})$$

aquí, Q_3 es la medición de la carga colectada a una polaridad de – 100% (-300 V).

N_{KR} y N_{elec} son valores que se obtienen del certificado de calibración de la cámara de ionización tipo pozo y del electrómetro, respectivamente, por un LCSD.

2.1.2. EQUIPOS Y PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

La cámara de ionización tipo pozo se posicionó a 1 m del piso y en el centro del cuarto de tratamiento de BT (bunker) con el fin de reducir las lecturas por radiación dispersa; además, permaneció dentro del bunker por 30 minutos para alcanzar un equilibrio atmosférico. En la Tabla 2.1 se muestran los equipos utilizados para la calibración.

Tabla 2.1. Equipos empleados para el cálculo de \dot{K}_α .

| Equipos | Marca | Modelo |
|--|------------------|------------------|
| Equipo y software de BT de carga diferida remota | Varían | GammaMed Plus iX |
| Registrador de humedad y temperatura | Lufft | OPUS 10 |
| Cámara de ionización tipo pozo | Standard Imaging | HDR-1000 Plus |
| Electrómetro | Standard Imaging | CDX-2000B |
| Holder | Standard Imaging | 70010 |

El montaje de los equipos consistió en introducir el holder en la cámara de ionización tipo pozo junto con un catéter de BT intersticial de 20 cm, una guía para tratamiento de pulmón se conectó al catéter y a uno de los canales del equipo GammaMed Plus iX (ver Figura 2.1) y, por último, se conectó la cámara al electrómetro y se dejó por 30 min para alcanzar el equilibrio atmosférico.

Previo a la calibración, se buscó el punto de respuesta máxima a lo largo de la cámara de ionización tipo pozo programando 10 posiciones de la fuente a distancias equidistantes de 0.2 cm con un tiempo de permanencia de 20 s en cada posición. Una vez localizado el punto de respuesta máxima se procedió a realizar la toma de lecturas en este punto registrando 5 lecturas de carga a un voltaje de 300 V, 150 V, y - 300 V con un tiempo de permanencia de 20 s para cada lectura. La presión (P) y temperatura (T) se tomaron con el registrador de humedad y temperatura OPUS 10. En el Anexo A, se muestran dos tablas que organizan de la información de la fuente y las variables para el cálculo \dot{K}_R con sus respectivas incertidumbres.

Una vez medido el valor de \dot{K}_R de forma experimental en el hospital, se calculó el valor de S_K por unidad de actividad y se realizó una correlación con los valores medidos por MC de otros autores, de esta manera se consideró el espectro de energía que cuyo valor de S_K calculado por MC estuviese más próximo al obtenido en el hospital.

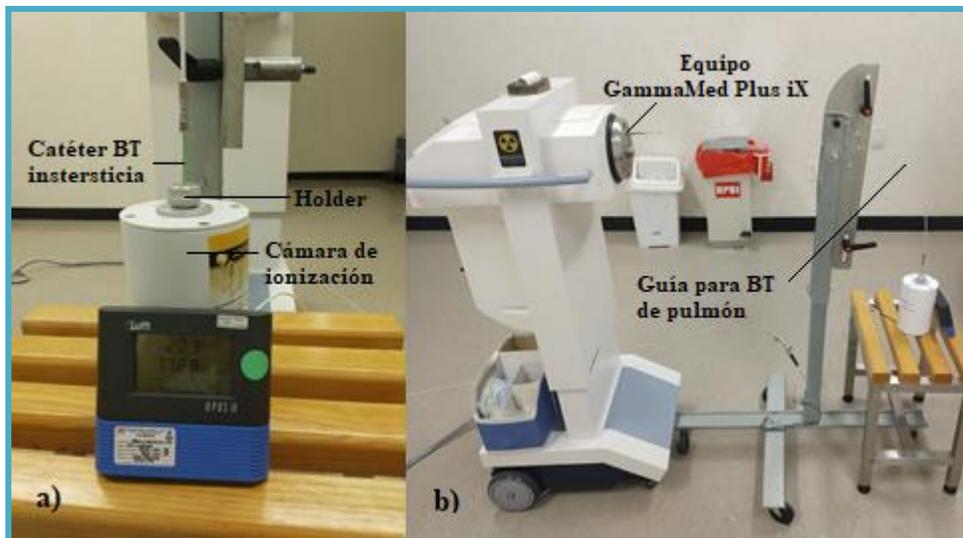


Figura 2.1. Montaje de los equipos para la calibración de fuentes de HDR. a) posicionamiento de la cámara de pozo y conexión de las guías. b) conexión al equipo GammaMed Plus iX.

2.2.DISEÑO Y SIMULACIÓN DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS

El diseño y simulación de las sondas están limitadas a la longitud activa clínica, es decir, la longitud de la sonda en donde se aloja la fuente durante los tratamientos de BT para cáncer cervicouterino (CaCu). Se consideró solo una posición para la fuente, pues el objetivo es analizar el efecto del diseño y blindaje de las sondas DM-BT (Braquiterapia de Dirección Modulada por sus siglas en inglés) sobre la distribución de dosis.

2.2.1. DISEÑO DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS DM-BT

- I. Sonda intrauterina de cuatro guías: Esta sonda consiste en un tubo cilíndrico de plomo de 8.5 mm de diámetro exterior y 3.5 mm de diámetro interior con cuatro ranuras elípticas en la periferia de 1.2 mm de eje menor y 1.6 mm de eje mayor; las ranuras están separadas a ángulos equidistantes de 90° y en cada una se encuentra un catéter de poliacetal de 2 mm de diámetro, los cuales, son utilizados para BT intersticial (ver Figuras 2.2.a y 2.2.b), por último, una placa circular de plomo de 8.5 mm de diámetro y 0.5 mm de grosor se une al extremo de la sonda como se muestra en la Figura 2.2.e.

- II. Sonda intrauterina de seis guías: Semejante al caso anterior, esta sonda consiste en un tubo cilíndrico de plomo con seis ranuras en la periferia, separadas a ángulos equidistantes de 60° y con un catéter de poliacetal en cada ranura, las dimensiones de la sonda y las ranuras son las mismas que en el caso anterior, y de igual manera cuenta con una placa circular en el extremo de la sonda (ver Figuras 2.2.c y 2.2.d).

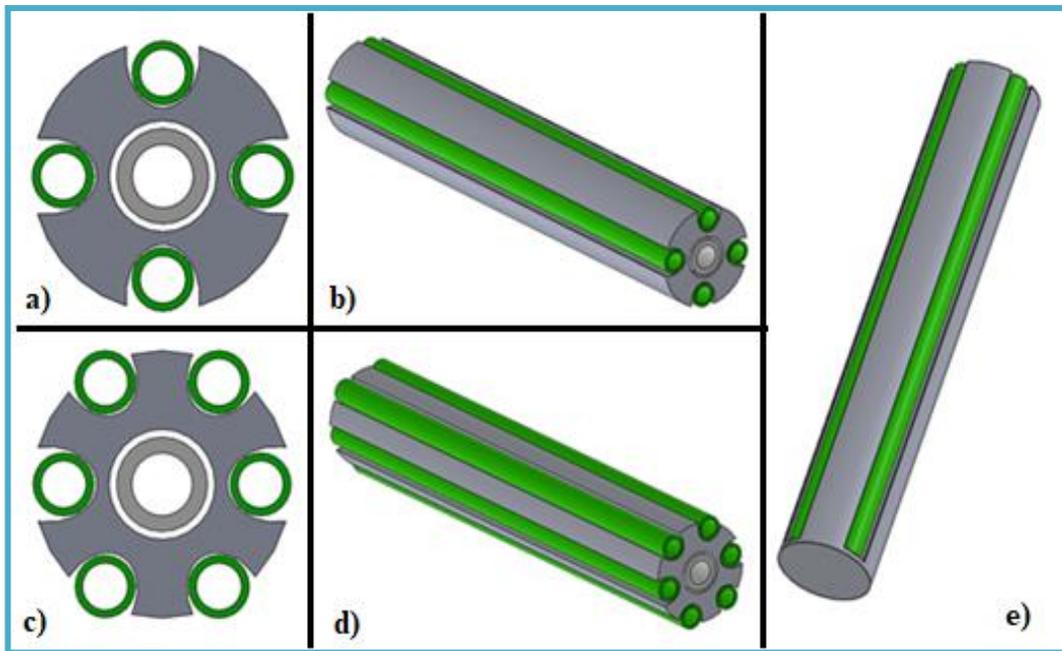


Figura. 2.2. Sondas intrauterinas DM-BT propuestas. Sonda intrauterina de 4 (a) y b)) y 6 (c) y d)) guías con catéteres de poliacetal. e) Esquema completo de las sondas.

2.2.2. SIMULACIÓN DE LAS SONDAS INTRAUTERINAS

Los sistemas simulados se especificaron en un archivo de texto que posteriormente fueron leídos en el código MCNP6.2. Se describieron cuatro sistemas, los cuales, tienen en común el origen, el eje de rotación sobre el eje z y que se encuentran centrados en un maniquí esférico de agua de 15 cm de radio; estos sistemas consisten en:

- I. La fuente GammaMed Plus HDR, descrita en la sección 1.5.2., con origen en el centro de la semilla del Iridio-192.

- II. La fuente posicionada dentro de una sonda intrauterina convencional, descrita en la sección 1.5.3., a 1 mm de la pared interna del extremo de la sonda y con el origen en el mismo punto que en el caso I.
- III. La fuente ubicada en uno de los catéteres de la sonda intrauterina de cuatro guías. En un sistema de coordenadas xyz , los catéteres se encuentran en $(3.25 \text{ mm}, 0, 0)$, $(-3.25 \text{ mm}, 0, 0)$, $(0, 3.25 \text{ mm}, 0)$ y $(0, -3.25 \text{ mm}, 0)$, mientras que el centro de la semilla de Iridio-192 está en $(3.25 \text{ mm}, 0, 0)$; además, se añadió una sonda convencional en el centro de la sonda de cuatro guías, ya que, este se pensó como guía del sistema.
- IV. La fuente ubicada en uno de los catéteres de la sonda intrauterina de seis guías. En este caso los catéteres están ubicados en $(3.25 \text{ mm}, 0, 0)$, $(1.625 \text{ mm}, 2.815 \text{ mm}, 0)$, $(-1.625 \text{ mm}, 0, 0)$, $(-3.25 \text{ mm}, 0, 0)$, $(-1.625 \text{ mm}, -2.815 \text{ mm}, 0)$ y $(1.625 \text{ mm}, -2.815 \text{ mm}, 0)$, y la semilla de Iridio-192 está centrada en $(3.25 \text{ mm}, 0, 0)$; análogamente al caso anterior, se añadió una sonda convencional en el centro de la sonda de seis guías.

Cada archivo divide la información en tres apartados (Card):

- Card de celda: aquí se asoció a cada geometría el material correspondiente junto con su densidad (ver Tabla 2.2).
- Card de superficie: en este apartado se describió la geometría, ubicación y dimensión de cada estructura (fuente, sondas y medio que los rodea).
- Card de datos: en este último apartado se caracterizó la fuente y la composición de los materiales utilizados (ver Tabla 2.3); además, se indicó el tipo de respuesta (rencuentro de los datos). Para el rencuentro de los datos se realizó un mallado de voxels de 1 mm^3 en un prisma rectangular alrededor de cada sistema con un volumen total de 1 cm^3 . En la descripción de la fuente se consideró el espectro de energías, que utilizado para medir S_K por MC esta próximo al valor medido experimentalmente en el hospital y el cual se muestran en las Tablas 1.2 y 1.3 de la sección 1.5.1.

Tabla 2.2. Densidades de los materiales utilizados en las simulaciones.

| Materiales | Densidad [g/cm^3] |
|-------------------------------|-----------------------|
| Iridio-192 | 22.42 |
| Plomo | 11.3 |
| Acero Inoxidable AISI-316L | 8.03 |
| Acero Inoxidable AISI-304 | 5.6 |
| Poliacetal | 1.41 |
| Agua | 1 |
| Aire | 0.0012 |

Tabla 2.3. Composición en porcentaje de fracción en peso de los materiales utilizados en las simulaciones.

| Elementos | AISI-316L | AISI-304 | Agua | Aire |
|-----------|-----------|----------|------|--------|
| H | ... | ... | 11.1 | 0.073 |
| C | 0.03 | 0.08 | ... | 0.012 |
| N | 0.1 | 0.1 | ... | 75.033 |
| O | ... | ... | 88.9 | 23.608 |
| Si | 0.75 | 0.75 | ... | ... |
| P | 0.045 | 0.045 | ... | ... |
| S | 0.03 | 0.03 | ... | ... |
| Ar | ... | ... | ... | 1.274 |
| Cr | 17 | 19 | ... | ... |
| Mn | 2 | 2 | ... | ... |
| Fe | 65.545 | 68.745 | ... | ... |
| Ni | 12 | 9.25 | ... | ... |
| Mo | 2.5 | ... | ... | ... |

Los inputs que se utilizaron fueron los siguientes [26]:

- RCC: Construye una figura geométrica cilíndrica circular rígida con coordenadas de origen en el centro de la base v_x , v_y y v_z ; longitud h_x , h_y y h_z ; y radio r .
- TRC: Construye una figura geométrica de cono truncado en ángulo recto con coordenadas de origen en el centro de la base v_x , v_y y v_z ; longitud h_x , h_y y h_z ; radio de la base inferior r_1 ; y radio de la base superior r_2 .

- REC: Construye una figura geométrica cilíndrica elíptica rígida con coordenadas de origen en el centro de la base v_x , v_y y v_z ; longitud h_x , h_y y h_z ; coordenadas del eje mayor de la elipse v_{1x} , v_{1y} y v_{1z} (normal a \vec{h}); y coordenadas en el eje menor v_{2x} , v_{2y} y v_{2z} (ortogonal a los vectores \vec{v}_1 y \vec{h}).
- SPH: Construye una esfera solida con origen en v_x , v_y y v_z ; y radio r .
- SDEF: Define los parámetros básicos de la fuente, como son:
 - Posición (POS);
 - Número de la celda donde se encuentra la fuente (CEL);
 - Energía(s) cinética(s) en MeV (ERG);
 - Peso de la partícula (WGT);
 - Tiempo (TME); y
 - Tipo de partícula emitida (PAR).

Las especificaciones pueden darse de tres maneras:

- Escalar o vectorial: La variable especificada tiene un valor único y explícito.
- Distribución de n valores: La variable está especificada por D_i , donde i indica la celda SI_i que contiene el conjunto de n valores.
- Dependiente de otra variable: La variable está especificada por el nombre de otra variable con el prefijo F, seguido del prefijo D_i donde existe un conjunto de valores en SI_i .

SI: Contiene un conjunto de valores y determina el cómo se interpretarán:

- Si después de SI sigue un espacio en blanco o una H, los n valores aumentarán monótonamente a los límites superiores.
- Si después de SI sigue una L, los n valores serán valores de variable de fuente discreta.
- Si después de SI sigue una A, los n valores serán puntos donde se define una densidad de probabilidad.
- Si después de SI sigue una S, los n valores serán números de distribuciones.

- NPS: Especifica el número de partículas que se ejecutarán desde la fuente.
- TMESH: Hace un recuento a través de un mallado de voxels rectangulares (RMESH), cilíndricas (CMESH) o esféricas (SMESH) superpuestas sobre la geometría del sistema. MESH proporciona cuatro tipos de recuento, sin embargo, el que se utilizó para las simulaciones fue el recuento tipo 3 el cual nos proporciona la energía depositada en cada voxel construido.
- M: Especifica cada material como un conjunto de sus componentes con su correspondiente porcentaje de fracción, es decir, el material es especificado por sus diferentes nucleidos que lo componen y está descrito por *ZZZAAA* donde *ZZZ* corresponde al número atómico y *AAA* el número de masa atómica.

2.3.EVALUACIÓN DE LAS SIMULACIONES

Con la finalidad de validar las simulaciones, se evaluaron las funciones dosimétricas establecidas en el protocolo TG-43 de la AAPM (subsección 1.6.2) para la simulación de la fuente. De las simulaciones se obtiene la energía depositada en cada voxel y por consiguiente la dosis absorbida, con ello se calcularon las funciones dosimétricas (función radial de dosis y de anisotropía) pero no la intensidad de kerma en aire (S_k) y la constante de tasa de dosis (Λ) debido a que estos parámetros se calculan en aire y no se realizó ninguna simulación en este medio. En cuanto a la función de geometría, este se consideró para una aproximación lineal y se calcularon las distancias radiales y ángulos para cada voxel tomando como punto de posición su centro. Para la función radial de dosis fue necesario hacer una nueva simulación restringiendo el sistema de voxels a lo largo de un eje del centro de la fuente y extendiendo la distancia hasta 5 cm, la evaluación se llevó a cabo hasta una distancia de 10 cm a completando los valores faltantes mediante interpolación lineal, luego se realizó un ajuste polinomial de quinto orden. Por último, los valores de la función de anisotropía se calcularon por interpolación lineal para los voxels próximos a una distancia radial de 0.8 cm, debido a que era la distancia en la que se tenía un mayor número de datos.

Una vez evaluada la simulación de la fuente y que las funciones dosimétricas describieran un comportamiento similar a las reportadas por otros autores, se compararon la dosis absorbida de cada voxel de la simulación de la fuente con las obtenidas en las simulaciones de las sondas para los mismos puntos, esto fue posible debido que todas las simulaciones están especificadas de la misma forma y en lo que difieren es en la integración de las sondas. La comparación de la dosis absorbida consiste en el cálculo del error relativo ($\varepsilon(\%)$), tomando como valor real (valor de referencia) los obtenidos en la simulación de la fuente.

CAPÍTULO 3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. TASA DE KERMA DE REFERENCIA EN AIRE E INTENSIDAD DE KERMA

Siguiendo las recomendaciones del TECDOC-1274 (ver Secc. 2.1) se obtuvo que la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (\dot{K}_R) fue de $4.21 \text{ mGy/h} \pm 1.6 \%$, mientras que la calculada de acuerdo con los datos proporcionados por el certificado y el decaimiento de la fuente fue de 39.12 mGy/h (ver Anexo A); el error relativo ($\varepsilon(\%)$) (Ec. 3.1) entre ambos valores fue del 2.79% , que conforme con las recomendaciones internacionales cumple con el límite permitido dentro del 3% .

$$\varepsilon(\%) = \frac{|V_{ref} - V_{muestra}|}{V_{ref}} \times 100 \quad (\text{Ec.3.1})$$

De \dot{K}_R se calculó la Intensidad de Kerma en Aire (S_K) (ecuación 1.14) por unidad de actividad para el valor medido y el calculado por decaimiento de la fuente (ver Tabla 3.1), con un ε del 5.18% . La tabla 3.1 también muestra valores de S_K por unidad de actividad medidos por simulación Monte Carlo (MC), estas simulaciones se distinguen por la base de datos del espectro de energía y el código utilizado; como se aprecia en la tabla, el valor más cercano al que se obtuvo utilizando una cámara de ionización tipo pozo es el reportado en el trabajo de J. Wu *et al.* disponiendo del espectro de energía registrado en el National Nuclear Data Center (NNDC); este espectro se tomó como referencia para las simulaciones de este trabajo (ver Tabla 1.2 y 1.3). El $\varepsilon(\%)$ del valor medido y el calculado por decaimiento con referencia al reportado por J. Wu fue del 14.1% y 8.48% , respectivamente.

Tabla 3.1. Intensidad de Kerma en Aire por unidad de actividad

| Autor | | S_k (U/Bq) |
|----------------------------|----------------|--------------------------------------|
| Vals. Obtenidos | Calculado | 1.100×10^{-07} |
| | Medido | 1.157×10^{-07} |
| J. Wu <i>et al.</i> | Medidos por MC | 1.014×10^{-07} ^a |
| J.F. Almansa <i>et al.</i> | | 9.853×10^{-08} ^b |
| | | 9.870×10^{-08} ^c |

Los valores reportados en los trabajos de J Wu *et al.* y JF Almansa *et al.* se obtuvieron mediante simulación MC utilizando datos del espectro de energía del Ir-192 de las siguientes fuentes:

^a National Nuclear Data Center (NNDC) [31].

^b Trabajo de Duchemen and Coursol's [32].

^c Buscador de datos nucleares LUND/LBNL [33].

3.2. FUNCIONES DOSIMETRICAS

En la Figura 3.1 se muestra el arreglo geométrico de la simulación de la fuente (GammaMed Plus HDR) y la fuente dentro de una sonda intrauterina convencional de acero inoxidable en un corte lateral (plano xy) y transversal (plano xy), los dispositivos están centrados en un maniquí esférico de agua de 15 cm.

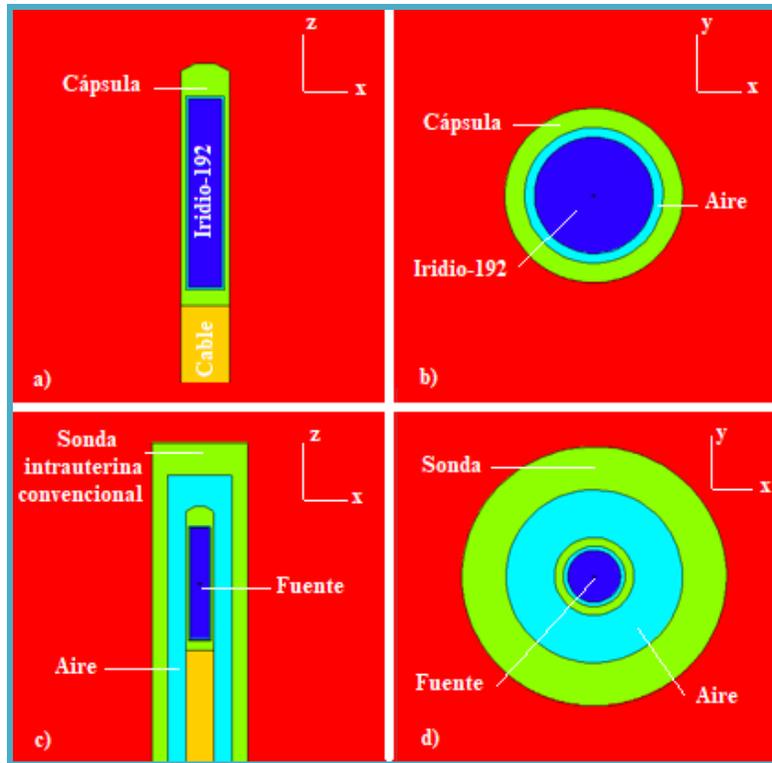


Figura. 3.1. Simulación de la fuente GammaMed Plus HDR y la fuente dentro de una sonda convencional vistas en el visualizador del código MCNP6.2, VisedX_24E l. Corte lateral (plano xz) de la fuente (a) y la sonda (c), y corte transversal (plano xy) de la fuente (b) y la sonda (d).

3.2.1. FUNCIÓN DE GEOMETRÍA

De acuerdo con el arreglo de mallado, se obtuvieron los valores de la distancia radial $r(cm)$ en un plano yz que pasa por el centro del sistema haciendo uso de la ecuación 3.2. dando los resultados de la Tabla 3.2.

$$r(cm) = \sqrt{y^2 + z^2} \quad (Ec.3.2)$$

Por otro lado, dado la geometría de la fuente, se calculó la función de geometría para una aproximación de fuente lineal ($G_L(r, \theta)$) (Ec. 1.23), por lo que, se procedió a calcular el valor angular θ ($^\circ$) con la ecuación 3.3. y se obtuvieron los resultados de la Tabla 3.3.

$$\theta(^{\circ}) = \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right) \quad (\text{Ec.3.3})$$

Tabla 3.2. Distancia radial $r(\text{cm})$ en el plano yz .

| $y(\text{cm})$ | 0.05 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
|----------------|------|------|------|------|------|------|
| $z(\text{cm})$ | | | | | | |
| 0.95 | 0.95 | 0.98 | 1.05 | 1.15 | 1.27 | 1.38 |
| 0.85 | 0.85 | 0.89 | 0.96 | 1.07 | 1.20 | 1.31 |
| 0.65 | 0.65 | 0.70 | 0.79 | 0.92 | 1.07 | 1.19 |
| 0.45 | 0.45 | 0.51 | 0.64 | 0.79 | 0.96 | 1.10 |
| 0.25 | 0.25 | 0.35 | 0.51 | 0.70 | 0.89 | 1.03 |
| 0.05 | 0.07 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1.00 |
| 0 | 0.05 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1.00 |
| -0.05 | 0.07 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1.00 |
| -0.25 | 0.25 | 0.35 | 0.51 | 0.70 | 0.89 | 1.03 |
| -0.45 | 0.45 | 0.51 | 0.64 | 0.79 | 0.96 | 1.10 |
| -0.65 | 0.65 | 0.70 | 0.79 | 0.92 | 1.07 | 1.19 |
| -0.85 | 0.85 | 0.89 | 0.96 | 1.07 | 1.20 | 1.31 |
| -0.95 | 0.95 | 0.98 | 1.05 | 1.15 | 1.27 | 1.38 |

Tabla 3.3. Ángulo $\theta(^{\circ})$ en el plano yz .

| $y(\text{cm})$ | 0.05 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| $z(\text{cm})$ | | | | | | |
| 0.95 | 3.01 | 14.74 | 25.35 | 34.38 | 41.82 | 46.47 |
| 0.85 | 3.37 | 16.39 | 27.90 | 37.41 | 45.00 | 49.64 |
| 0.65 | 4.40 | 21.04 | 34.70 | 45.00 | 52.59 | 56.98 |
| 0.45 | 6.34 | 29.05 | 45.00 | 55.30 | 62.10 | 65.77 |
| 0.25 | 11.31 | 45.00 | 60.95 | 68.96 | 73.61 | 75.96 |
| 0.05 | 45.00 | 78.69 | 83.66 | 85.60 | 86.63 | 87.14 |
| 0 | 90.00 | 90.00 | 90.00 | 90.00 | 90.00 | 90.00 |
| -0.05 | 135.00 | 101.31 | 96.34 | 94.40 | 93.37 | 92.86 |
| -0.25 | 168.69 | 135.00 | 119.05 | 111.04 | 106.39 | 104.04 |
| -0.45 | 173.66 | 150.95 | 135.00 | 124.70 | 117.90 | 114.23 |
| -0.65 | 175.60 | 158.96 | 145.30 | 135.00 | 127.41 | 123.02 |
| -0.85 | 176.63 | 163.61 | 152.10 | 142.59 | 135.00 | 130.36 |
| -0.95 | 176.99 | 165.26 | 154.65 | 145.62 | 138.18 | 133.53 |

Por último, calculando los valores β por la ecuación 3.4., se obtuvieron los valores de $G_L(r, \theta)$ con la ecuación 1.23 en un plano yz que pasa por el centro del sistema (ver Tabla 3.4).

$$\beta = \tan^{-1}\left(\frac{\frac{L}{2} + z}{y}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{\frac{L}{2} - z}{y}\right) \quad (\text{Ec.3.4})$$

Tabla 3.4. Función de geometría para una fuente lineal $G_L(r, \theta)$.

| $y(\text{cm})$ | 0.05 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
|----------------|--------|-------|------|------|------|------|
| $z(\text{cm})$ | | | | | | |
| 0.95 | 1.14 | 1.07 | 0.92 | 0.76 | 0.62 | 0.53 |
| 0.85 | 1.44 | 1.32 | 1.11 | 0.89 | 0.70 | 0.58 |
| 0.65 | 2.53 | 2.17 | 1.64 | 1.20 | 0.88 | 0.70 |
| 0.45 | 5.72 | 4.08 | 2.53 | 1.61 | 1.08 | 0.83 |
| 0.25 | 26.91 | 8.54 | 3.76 | 2.04 | 1.26 | 0.93 |
| 0.05 | 145.28 | 13.67 | 4.66 | 2.30 | 1.36 | 0.99 |
| 0 | 147.71 | 13.96 | 4.71 | 2.31 | 1.37 | 0.99 |
| -0.05 | 145.28 | 13.67 | 4.66 | 2.30 | 1.36 | 0.99 |
| -0.25 | 26.91 | 8.54 | 3.76 | 2.04 | 1.26 | 0.93 |
| -0.45 | 5.72 | 4.08 | 2.53 | 1.61 | 1.08 | 0.83 |
| -0.65 | 2.53 | 2.17 | 1.64 | 1.20 | 0.88 | 0.70 |
| -0.85 | 1.44 | 1.32 | 1.11 | 0.89 | 0.70 | 0.58 |
| -0.95 | 1.14 | 1.07 | 0.92 | 0.76 | 0.62 | 0.53 |

3.2.2. FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS

De la simulación de la fuente, se obtuvieron la dosis absorbida en agua ($D(\text{mGy})$) en un plano xy ($\theta = 90^\circ$) (ver Tabla 3.5). La $D(\text{mGy})$ en el punto de referencia ($r_0 = 1\text{cm}, \theta_0 = 90^\circ$) fue de $D(r_0, \theta_0) = 1.34 \times 10^{-5} \text{mGy}$; además, de la Tabla 3.4 se muestra que $G_L(r_0, \theta_0) = 0.99$, con estos datos y con los que se muestran en la Tabla 3.5 se obtuvieron valores de la función radial de dosis ($g(r)$) (Ec. 1.24) para una distancia radial de $r = 0.35 \text{cm}$ a 10cm (ver Tabla 3.6).

Tabla 3.5. Dosis absorbida en agua en un maniquí esférico de agua de 15 cm.

| r (cm) | Fuente | ε (%) |
|----------|----------|-------------------|
| 0.35 | 1.02E-04 | 1.48 |
| 0.45 | 6.33E-05 | 1.88 |
| 0.55 | 4.31E-05 | 2.28 |
| 0.65 | 3.10E-05 | 2.67 |
| 0.75 | 2.37E-05 | 3.16 |
| 0.85 | 1.83E-05 | 3.57 |
| 0.95 | 1.49E-05 | 3.92 |
| 1 | 1.34E-05 | 4.11 |
| 2 | 3.36E-06 | 8.06 |
| 3 | 1.52E-06 | 11.76 |
| 4 | 8.42E-07 | 15.11 |
| 5 | 5.32E-07 | 17.80 |
| 6 | ... | ... |
| 7 | ... | ... |
| 8 | ... | ... |
| 9 | ... | ... |
| 10 | 1.24E-07 | 35.93 |

Tabla 3.6. Función Radial de Dosis ($g(r)$)

| r (cm) | F. Ballester | J. Wu | | J.F. Almansa | Fuente |
|----------|-----------------|-------|-----------------------|-----------------|--------|
| | | NNDC | Duchemen & Coursol | | |
| 0.05 | 0.993 | 0.993 | 0.998 | ... | ... |
| 0.15 | 0.994 | 0.994 | 0.999 | 0.989 | ... |
| 0.25 | 0.995 | 0.995 | 1.000 | 0.989 | ... |
| 0.35 | 0.996 | 0.996 | 1.001 | 0.993 | 0.999 |
| 0.45 | 0.996 | 0.996 | 1.001 | 0.994 | 0.996 |
| 0.55 | 0.997 | 0.997 | 1.002 | 0.996 | 0.998 |
| 0.65 | 0.998 | 0.998 | 1.003 | 0.995 | 0.995 |
| 0.75 | 0.998 | 0.998 | 1.003 | 0.996 | 1.005 |
| 0.85 | 0.999 | 0.999 | 1.004 | 1.000 | 0.995 |
| 0.95 | 1.000 | 1.000 | 1.005 | 1.001 | 1.005 |
| 1 | 1.000 | 1.000 | 1.005 | 1.000 | 1.000 |
| 2 | 1.004 | 1.005 | 1.010 | 1.003 | 0.999 |
| 3 | 1.003 | 1.007 | 1.013 | 1.003 | 1.017 |

Continua

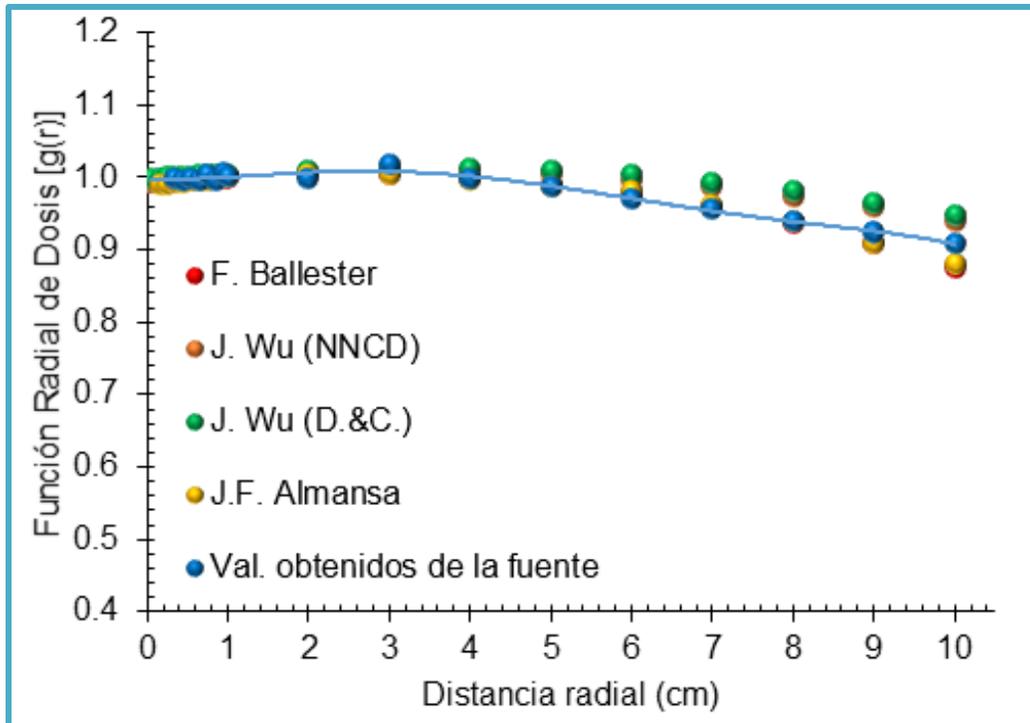
| | | | | | |
|----|-------|-------|-------|-------|----------|
| 4 | 0.999 | 1.007 | 1.013 | 0.997 | 0.998 |
| 5 | 0.990 | 1.003 | 1.010 | 0.987 | 0.986 |
| 6 | 0.977 | 0.996 | 1.003 | 0.981 | 0.971(I) |
| 7 | 0.959 | 0.987 | 0.994 | 0.961 | 0.955(I) |
| 8 | 0.936 | 0.974 | 0.981 | 0.939 | 0.940(I) |
| 9 | 0.909 | 0.959 | 0.966 | 0.909 | 0.924(I) |
| 10 | 0.876 | 0.941 | 0.948 | 0.880 | 0.909 |

F. Ballester *et al.* utilizaron el código GEANT3.
 J.F. Almasa *et al.* utilizaron el código PENELOPE.
 J. Wu *et al.* utilizaron el código TOPAS.
 (I) Valores obtenidos de una interpolación lineal.

Para una distancia radial de 1 cm el ε de los valores obtenidos con respecto a los reportados por los autores de la tabla 3.6 fue menor al 1%, al compararlos solo con los datos de J. Wu et al. (con el espectro de energía reportados en NNDC) el ε fue mayor a 2% para distancias mayores a 5 cm. La interpolación lineal de los datos de la Tabla 3.6 se obtuvieron aplicando la siguiente ecuación. En la Gráfica 3.1 se comparan los datos de la Tabla 3.6.

$$g(r) = g_0 + (r - r_0) \left(\frac{g_1 - g_0}{r_1 - r_0} \right) \quad (3.1)$$

Se realizó un ajuste polinomial de quinto orden de los valores resultantes y se obtuvo la ecuación para la Función Radial de Dosis como $g(r) = 0.999 - (5.500 \times 10^{-3})r + (1.052 \times 10^{-2})r^2 + (3.629 \times 10^{-3})r^3 + (4.106 \times 10^{-4})r^4 - (1.564 \times 10^{-5})r^5$ con $R^2 = 0.98$. Los coeficientes del polinomio muestran un ajuste a los valores resultantes dentro del $\pm 2\%$ (ver Tabla 3.7) solo para distancias menores a 1 cm, mientras que para distancias mayores el ε es muy alto y el ajuste pierde fiabilidad (ver Tabla 3.7).



Grafica 3.1. Función radial de dosis $g(r)$ de la fuente GammaMed Plus HDR ajustada a un polinomio de 5to orden, se incluyen los valores obtenidos por F. Ballester, J. Wu y J.F. Almansa para una comparación.

Tabla 3.7. Comparación de los valores $g(r)$ obtenidos y los calculados por un ajuste polinomial de quinto orden.

| r (cm) | Fuente | Ajuste | ε (%) |
|--------|--------|--------|-------------------|
| 0.35 | 0.999 | 0.999 | 0.05 |
| 0.45 | 0.996 | 0.999 | 0.30 |
| 0.55 | 0.998 | 1.000 | 0.18 |
| 0.65 | 0.995 | 1.001 | 0.59 |
| 0.75 | 1.005 | 1.002 | 0.25 |
| 0.85 | 0.995 | 1.004 | 0.93 |
| 0.95 | 1.005 | 1.007 | 0.17 |
| 1 | 1.000 | 1.008 | 0.80 |
| 2 | 0.999 | 1.065 | 6.21 |
| 3 | 1.017 | 1.205 | 15.58 |
| 4 | 0.998 | 1.467 | 31.95 |
| 5 | 0.986 | 1.896 | 47.99 |
| 6 | 0.971 | 2.539 | 61.76 |
| 7 | 0.955 | 3.444 | 72.27 |

Continua

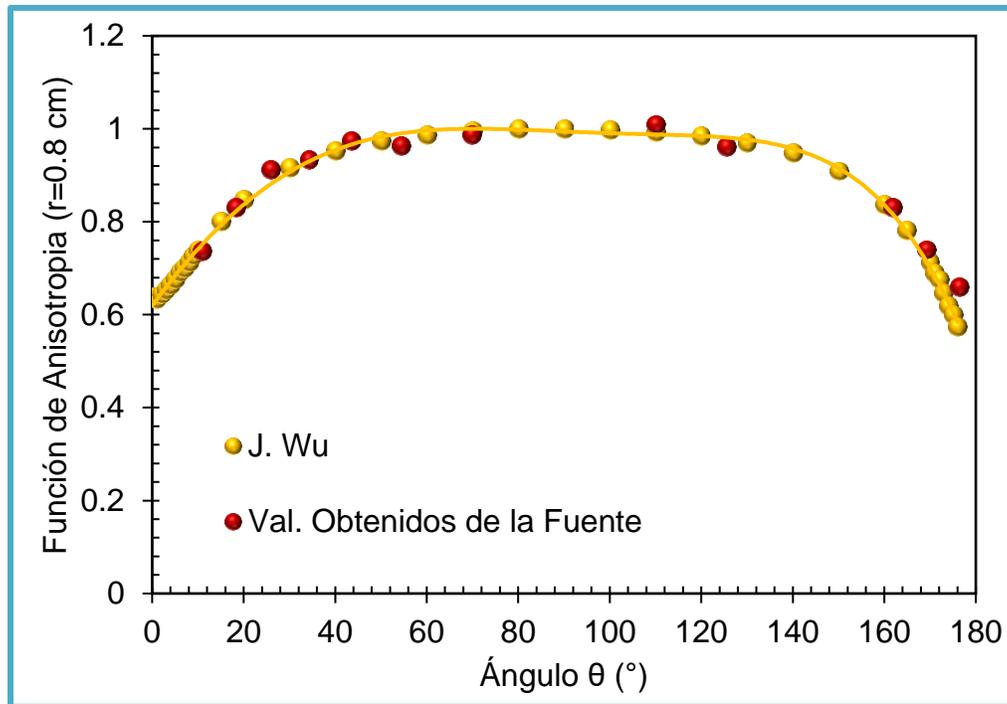
| | | | |
|----|-------|-------|-------|
| 8 | 0.940 | 4.656 | 79.81 |
| 9 | 0.924 | 6.218 | 85.14 |
| 10 | 0.909 | 8.167 | 88.87 |

3.2.3. FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA

Dado el arreglo geométrico utilizado para obtener los datos de D alrededor de la fuente, se obtuvieron los valores de la Función de Anisotropía ($F(r, \theta)$) (Ec. 1.26) mediante interpolación lineal para una distancia radial de $r = 0.8 \text{ cm}$. Los datos de $F(r, \theta)$ se muestran en la Tabla 3.8 y se hace una comparación con los resultados de J. Wu (NNDC) calculados para los mismos ángulos, se observa que el ε se encuentra por debajo del 2%, excepto para los ángulos de 26.03° y 176.40° . En la Grafica 3.2 se muestran los valores calculados comparados con los obtenidos realmente en el trabajo de J. Wu [34].

Tabla 3.8. Función de anisotropía ($r = 0.8 \text{ cm}$).

| θ ($^\circ$) | J. Wu | Fuente | ε (%) |
|-----------------------|-------|--------|-------------------|
| 10.84 | 0.738 | 0.738 | 0.01 |
| 18.23 | 0.830 | 0.831 | 0.14 |
| 26.03 | 0.884 | 0.911 | 3.08 |
| 34.28 | 0.924 | 0.933 | 0.98 |
| 43.57 | 0.958 | 0.975 | 1.77 |
| 54.45 | 0.981 | 0.963 | 1.82 |
| 69.89 | 0.995 | 0.987 | 0.80 |
| 110.11 | 0.992 | 1.010 | 1.82 |
| 125.55 | 0.976 | 0.962 | 1.44 |
| 161.77 | 0.826 | 0.831 | 0.66 |
| 169.16 | 0.732 | 0.740 | 1.08 |
| 176.40 | 0.590 | 0.660 | 11.86 |

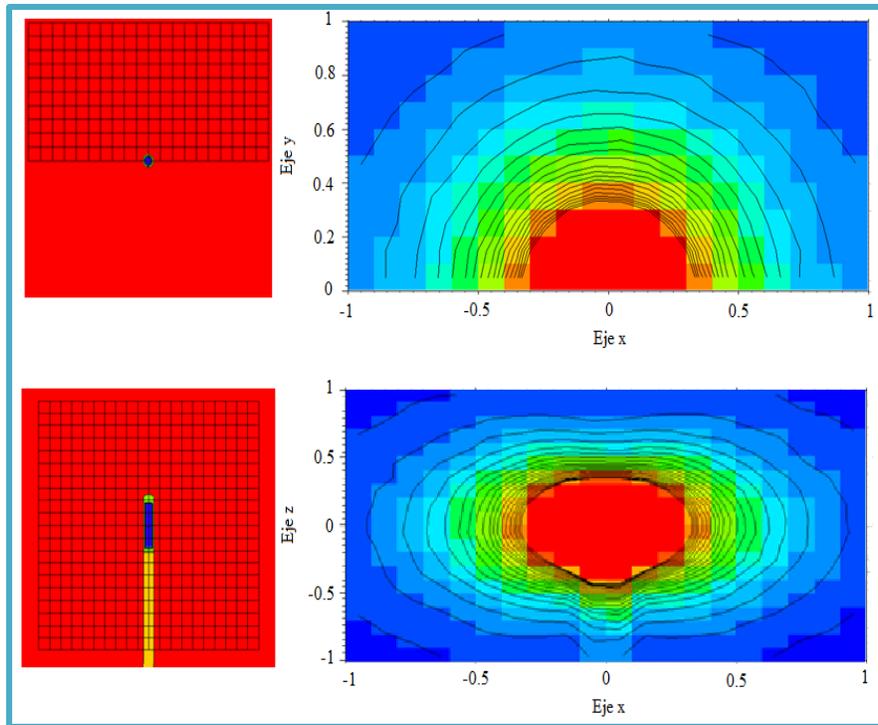


Grafica 3.2. Función de anisotropía ($F(r, \theta)$) de la fuente GammaMed Plus HDR para $r = 0.8$ cm, se incluyen los datos reportados por J. Wu.

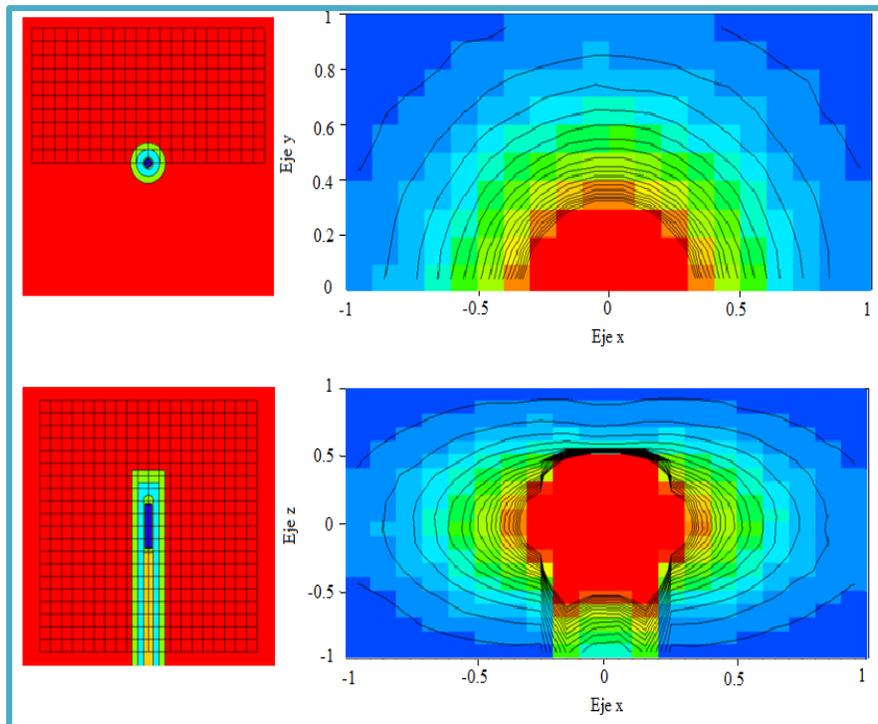
3.3. DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

De acuerdo con el análisis de la sesión 3.2, se consideraron confiables los resultados de D para una distancia menor a 1 cm, debido a que el comportamiento de las funciones dosimétricas descritos por el TG-43 son similares a las reportadas por otros autores dentro del 2 %. Las Gráficas 3.3 y 3.4 muestran la distribución de dosis alrededor de la fuente con y sin sonda intrauterina, respectivamente; en las Tablas 3.9 y 3.10 se muestran la D para cada voxel en un plano xy que pasa por el centro del sistema y con una superficie de (-1 a 1, 0 a 1) cm.

Tomando como valor real (valor de referencia) los valores de D obtenidos en la simulación de la fuente, se compararon con los de la simulación de la fuente dentro de una sonda intrauterina convencional (ver Tabla 3.11); es decir, lo que se muestra la Tabla 3.11 es el ε entre ambos resultados para los mismos puntos indicando que existe una disminución de D al valor real del 2 % en promedio.



Gráfica 3.3. Distribución de dosis absorbida en agua de la fuente GammaMed Plus HDR.



Gráfica 3.4. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda intrauterina convencional de acero inoxidable.

Tabla 3.9. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente GammaMed Plus HDR.

| y | x (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | -1 | -0.85 | -0.65 | -0.45 | -0.25 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
| (cm) | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 7.99 ^b | 7.76 ^b | 1.07 ^b | 1.20 ^b | 1.40 ^b | 1.47 ^b | 1.51 ^b | 1.47 ^b | 1.40 ^b | 1.20 ^b | 1.07 ^b | 7.76 ^b | 7.99 ^b |
| 0.85 | 8.63 ^b | 9.47 ^b | 1.12 ^b | 1.46 ^b | 1.71 ^b | 1.86 ^b | 1.88 ^b | 1.86 ^b | 1.71 ^b | 1.46 ^b | 1.12 ^b | 9.47 ^b | 8.63 ^b |
| 0.75 | 9.37 ^b | 1.07 ^b | 1.42 ^b | 1.73 ^b | 2.23 ^b | 2.33 ^b | 2.34 ^b | 2.33 ^b | 2.23 ^b | 1.73 ^b | 1.42 ^b | 1.07 ^b | 9.37 ^b |
| 0.65 | 1.01 ^b | 1.18 ^b | 1.60 ^b | 2.17 ^b | 2.70 ^b | 3.07 ^b | 3.14 ^b | 3.07 ^b | 2.70 ^b | 2.17 ^b | 1.60 ^b | 1.18 ^b | 1.01 ^b |
| 0.55 | 1.10 ^b | 1.32 ^b | 1.87 ^b | 2.68 ^b | 3.61 ^b | 4.22 ^b | 4.28 ^b | 4.22 ^b | 3.61 ^b | 2.68 ^b | 1.87 ^b | 1.32 ^b | 1.10 ^b |
| 0.45 | 1.22 ^b | 1.49 ^b | 2.20 ^b | 3.30 ^b | 4.88 ^b | 5.81 ^b | 6.40 ^b | 5.81 ^b | 4.88 ^b | 3.30 ^b | 2.20 ^b | 1.49 ^b | 1.22 ^b |
| 0.35 | 1.29 ^b | 1.58 ^b | 2.43 ^b | 4.04 ^b | 6.95 ^b | 8.52 ^b | 1.01 ^a | 8.52 ^b | 6.95 ^b | 4.04 ^b | 2.43 ^b | 1.58 ^b | 1.29 ^b |
| 0.25 | 1.44 ^b | 1.70 ^b | 2.78 ^b | 4.87 ^b | 1.01 ^b | 1.44 ^a | 1.82 ^a | 1.44 ^a | 1.01 ^b | 4.87 ^b | 2.78 ^b | 1.70 ^b | 1.44 ^b |
| 0.15 | 1.39 ^b | 1.79 ^b | 3.03 ^b | 5.69 ^b | 1.41 ^b | 2.53 ^a | 4.19 ^a | 2.53 ^a | 1.41 ^b | 5.69 ^b | 3.03 ^b | 1.79 ^b | 1.39 ^b |
| 0 | 1.55 ^b | 1.86 ^b | 3.25 ^b | 6.42 ^b | 1.81 ^b | 4.15 ^a | F | 4.15 ^a | 1.81 ^b | 6.42 ^b | 3.25 ^b | 1.86 ^b | 1.55 ^b |

F indica la posición de la fuente.

^a El valor esta multiplicado por 10^{-04} .

^b El valor esta multiplicado por 10^{-05} .

Tabla 3.10. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda intrauterina convencional.

| y | x (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | -1 | -0.85 | -0.65 | -0.45 | -0.25 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
| (cm) | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 7.72 ^c | 8.61 ^c | 9.97 ^c | 1.21 ^b | 1.42 ^b | 1.46 ^b | 1.45 ^b | 1.46 ^b | 1.42 ^b | 1.21 ^b | 9.97 ^c | 8.61 ^c | 7.72 ^c |
| 0.85 | 7.96 ^c | 9.25 ^c | 1.15 ^b | 1.46 ^b | 1.72 ^b | 1.81 ^b | 1.82 ^b | 1.81 ^b | 1.72 ^b | 1.46 ^b | 1.15 ^b | 9.25 ^c | 7.96 ^c |
| 0.75 | 9.06 ^c | 1.04 ^b | 1.37 ^b | 1.78 ^b | 2.18 ^b | 2.29 ^b | 2.38 ^b | 2.29 ^b | 2.18 ^b | 1.78 ^b | 1.37 ^b | 1.04 ^b | 9.06 ^c |
| 0.65 | 9.94 ^c | 1.22 ^b | 1.56 ^b | 2.09 ^b | 2.65 ^b | 2.96 ^b | 3.10 ^b | 2.96 ^b | 2.65 ^b | 2.09 ^b | 1.56 ^b | 1.22 ^b | 9.94 ^c |
| 0.55 | 1.11 ^b | 1.31 ^b | 1.90 ^b | 2.70 ^b | 3.54 ^b | 4.08 ^b | 4.26 ^b | 4.08 ^b | 3.54 ^b | 2.70 ^b | 1.90 ^b | 1.31 ^b | 1.11 ^b |
| 0.45 | 1.18 ^b | 1.46 ^b | 2.10 ^b | 3.21 ^b | 4.86 ^b | 5.76 ^b | 6.28 ^b | 5.76 ^b | 4.86 ^b | 3.21 ^b | 2.10 ^b | 1.46 ^b | 1.18 ^b |
| 0.35 | 1.30 ^b | 1.57 ^b | 2.46 ^b | 4.08 ^b | 6.91 ^b | 8.58 ^b | 9.81 ^b | 8.58 ^b | 6.91 ^b | 4.08 ^b | 2.46 ^b | 1.57 ^b | 1.30 ^b |
| 0.25 | 1.38 ^b | 1.67 ^b | 2.77 ^b | 4.90 ^b | 9.80 ^b | 1.40 ^a | 1.81 ^a | 1.40 ^a | 9.80 ^b | 4.90 ^b | 2.77 ^b | 1.67 ^b | 1.38 ^b |
| 0.15 | 1.43 ^b | 1.80 ^b | 3.01 ^b | 5.81 ^b | 1.41 ^a | 2.77 ^a | S | 2.77 ^a | 1.41 ^a | 5.81 ^b | 3.01 ^b | 1.80 ^b | 1.43 ^b |
| 0 | 1.48 ^b | 1.88 ^b | 3.06 ^b | 6.23 ^b | 1.79 ^a | S | F | S | 1.79 ^a | 6.23 ^b | 3.06 ^b | 1.88 ^b | 1.48 ^b |

S y F indican la región que abarca la sonda intrauterina convencional de acero inoxidable y la posición de la fuente, respectivamente.

^a El valor esta multiplicado por 10^{-04} .

^b El valor esta multiplicado por 10^{-05} .

^c El valor esta multiplicado por 10^{-06} .

Tabla 3.11. Error relativo porcentual (%) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda con respecto a los datos de la simulación de la fuente.

| y | x (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|----------|-------|-------|-------|-------|-------|------|------|------|------|------|-------|------|
| | -1 | -0.85 | -0.65 | -0.45 | -0.25 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.25 | 0.45 | 0.65 | 0.85 | 1 |
| (cm) | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 3.44 | 10.99 | 6.89 | 1.55 | 0.84 | 0.92 | 3.71 | 0.92 | 0.84 | 1.55 | 6.89 | 10.99 | 3.44 |
| 0.85 | 7.71 | 2.39 | 3.42 | 0.27 | 1.01 | 2.72 | 2.73 | 2.72 | 1.01 | 0.27 | 3.42 | 2.39 | 7.71 |
| 0.75 | 3.26 | 2.68 | 3.50 | 3.24 | 2.58 | 1.60 | 1.86 | 1.60 | 2.58 | 3.24 | 3.50 | 2.68 | 3.26 |
| 0.65 | 1.72 | 3.64 | 2.96 | 3.95 | 1.95 | 3.54 | 1.29 | 3.54 | 1.95 | 3.95 | 2.96 | 3.64 | 1.72 |
| 0.55 | 0.43 | 0.64 | 1.34 | 0.86 | 1.86 | 3.29 | 0.61 | 3.29 | 1.86 | 0.86 | 1.34 | 0.64 | 0.43 |
| 0.45 | 3.18 | 1.74 | 4.61 | 2.74 | 0.43 | 0.91 | 1.83 | 0.91 | 0.43 | 2.74 | 4.61 | 1.74 | 3.18 |
| 0.35 | 0.81 | 0.94 | 1.16 | 0.88 | 0.59 | 0.74 | 2.94 | 0.74 | 0.59 | 0.88 | 1.16 | 0.94 | 0.81 |
| 0.25 | 3.59 | 1.80 | 0.40 | 0.45 | 2.84 | 3.11 | 0.49 | 3.11 | 2.84 | 0.45 | 0.40 | 1.80 | 3.59 |
| 0.15 | 3.20 | 1.02 | 0.60 | 2.26 | 0.06 | 9.45 | S | 9.45 | 0.06 | 2.26 | 0.60 | 1.02 | 3.20 |
| 0 | 4.56 | 0.93 | 5.29 | 1.94 | 0.95 | S | F | S | 0.95 | 1.94 | 5.29 | 0.93 | 4.56 |

S y F indican la región que abarca la sonda intrauterina convencional de acero inoxidable y la posición de la fuente, respectivamente.

La Figura 3.2 muestra el arreglo geométrico de las simulaciones de las sondas DM-BT de cuatro y seis guías; se observa solo una posición de la fuente en una de las guías con coordenadas (0.325 cm, 0, 0), además, el sistema se encuentra centrado dentro de un maniquí esférico de agua de 15 cm de radio.

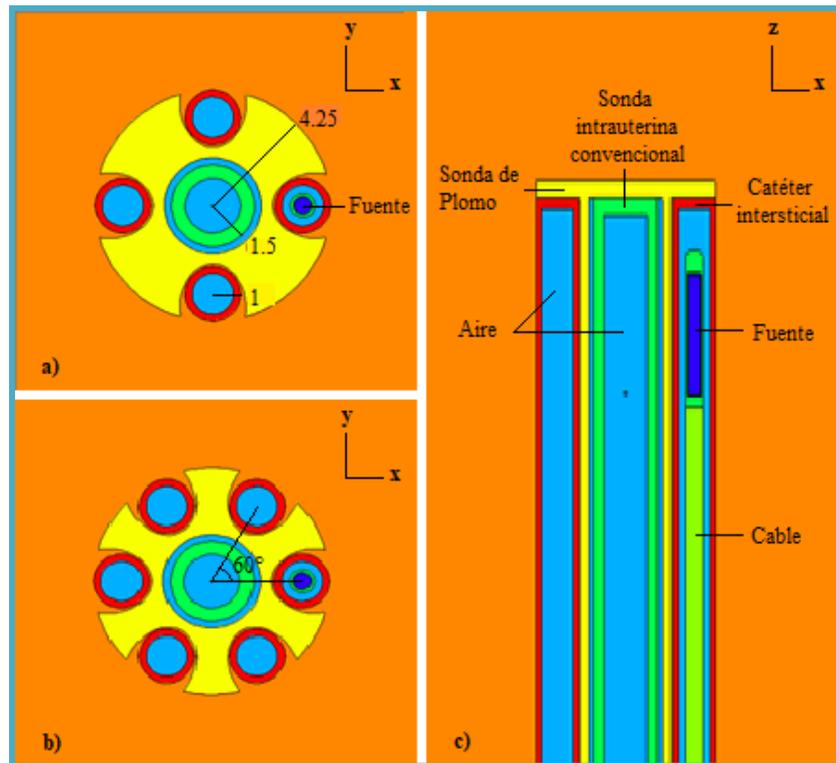
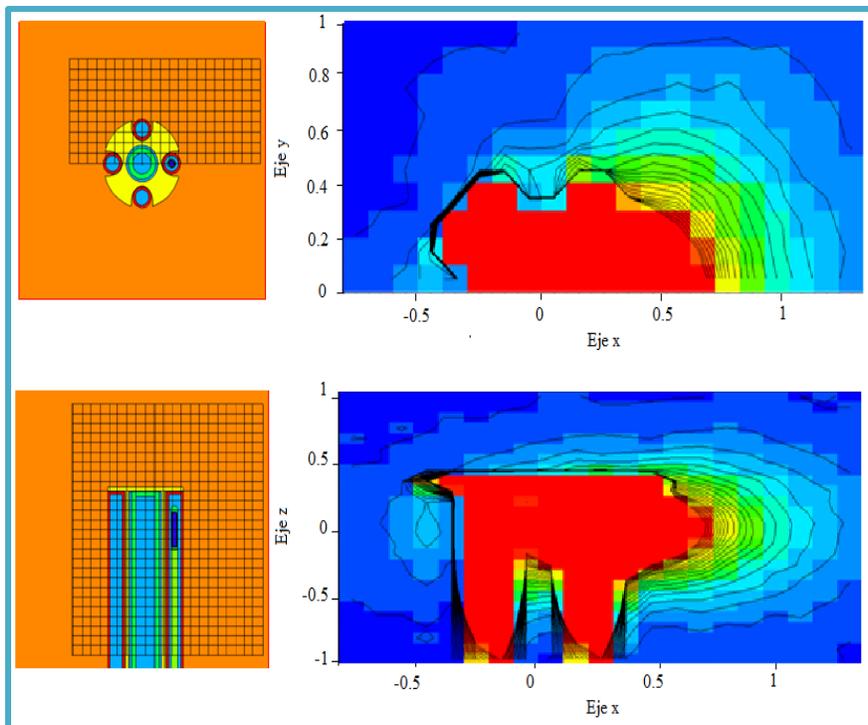
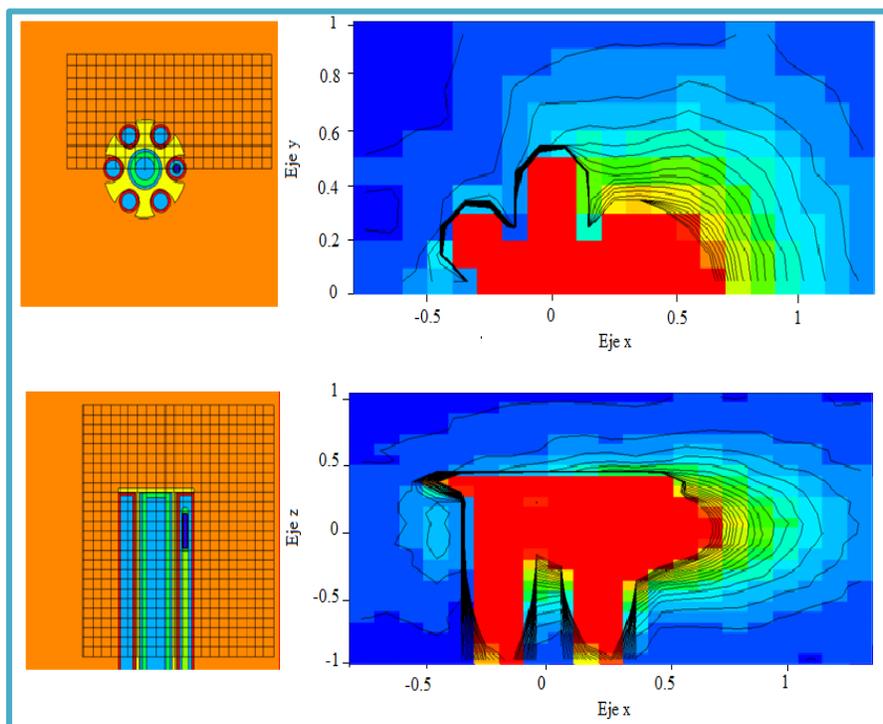


Figura. 3.5. Simulación de la sonda DM-BT de cuatro y seis guías vistas en el visualizador del código MCNP6.2, VisedX_24E l. Corte transversal (plano xy) de la sonda de cuatro (a) y seis (b) guías y corte lateral de ambas simulaciones (c).

Las Gráficas 3.5 y 3.6 muestran la distribución de dosis de las simulaciones de las sondas DM-BT de cuatro y seis guías, respectivamente. Nuevamente, se calcularon los ϵ de los datos obtenidos con referencia a los de la simulación de la fuente (ver Tablas 3.13 y 3.15). Pese a que el área estudiada es pequeña, se puede apreciar de las gráficas que el diseño y el material utilizado en las sondas DM-BT cumplen con la función de canalizar la irradiación, es decir, se muestra un comportamiento en donde hay mayor dosis depositada, perdiendo el comportamiento homogéneo como en el caso de la fuente con la sonda convencional; en las Tablas 3.12 y 3.14 se aprecia numéricamente este comportamiento.



Grafica 3.5. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda DM-BT de cuatro guías.



Grafica 3.6. Distribución de dosis absorbida en agua de una fuente GammaMed Plus HDR dentro de una sonda DM-BT de seis guías.

Tabla 3.12. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 4 guías.

| Y | X (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--|
| | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | |
| (cm) | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | |
| 1 | 6.77 ^c | 9.87 ^c | 1.08 ^b | 1.09 ^b | 1.08 ^b | 1.04 ^b | 9.09 ^c | 8.98 ^c | 7.21 ^c | 6.57 ^c | 5.35 ^c | 4.69 ^c | |
| 0.85 | 8.36 ^c | 1.14 ^b | 1.26 ^b | 1.23 ^b | 1.42 ^b | 1.37 ^b | 1.27 ^b | 1.02 ^b | 7.65 ^c | 6.53 ^c | 6.63 ^c | 5.75 ^c | |
| 0.75 | 8.41 ^c | 1.38 ^b | 1.42 ^b | 1.60 ^b | 1.68 ^b | 1.75 ^b | 1.52 ^b | 1.26 ^b | 1.02 ^b | 9.45 ^c | 8.82 ^c | 6.85 ^c | |
| 0.65 | 9.85 ^c | 1.33 ^b | 1.54 ^b | 1.78 ^b | 2.24 ^b | 2.36 ^b | 2.18 ^b | 1.69 ^b | 1.10 ^b | 1.07 ^b | 8.86 ^c | 6.18 ^c | |
| 0.55 | 1.11 ^b | 1.60 ^b | 1.77 ^b | 2.29 ^b | 3.01 ^b | 3.37 ^b | 2.98 ^b | 1.92 ^b | 1.54 ^b | 1.56 ^b | 1.14 ^b | 7.39 ^c | |
| 0.45 | 1.36 ^b | 1.65 ^b | 2.32 ^b | 2.83 ^b | 4.26 ^b | S | 4.52 ^b | 5.50 ^b | 2.74 ^b | 2.33 ^b | 1.34 ^b | 6.12 ^c | |
| 0.35 | 1.30 ^b | 2.02 ^b | 2.44 ^b | 3.49 ^b | S | S | S | 2.27 ^d | 2.88 ^b | 1.85 ^b | 3.39 ^a | 8.32 ^c | |
| 0.25 | 1.40 ^b | 2.31 ^b | 3.06 ^b | 4.02 ^b | S | S | S | 5.66 ^d | 1.46 ^d | 1.04 ^d | 1.08 ^d | 1.00 ^b | |
| 0.15 | 1.63 ^b | 2.38 ^b | 3.14 ^b | S | S | S | S | S | 2.26 ^d | 1.67 ^d | 1.67 ^d | 2.46 ^b | |
| 0 | 1.56 ^b | 2.57 ^b | S | S | S | O | S | F | S | 1.45 ^a | 9.14 ^a | 2.07 ^b | |

O, S y F indican el origen del sistema, la región que abarca la sonda DM-BT y la posición de la fuente, respectivamente.

^a El valor esta multiplicado por 10⁻⁰⁴.

^b El valor esta multiplicado por 10⁻⁰⁵.

^c El valor esta multiplicado por 10⁻⁰⁶.

^d El valor esta multiplicado por 10⁻⁰³.

Tabla 3.13. Error relativo porcentual ($\epsilon\%$) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 4 guías respecto a los datos de la simulación de la fuente.

| Y | X (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
| | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | |
| (cm) | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | |
| 1 | -27.54 | -12.65 | -9.54 | -19.36 | -26.61 | -30.83 | -38.35 | -33.42 | -39.74 | -41.83 | -42.74 | -41.37 | |
| 0.85 | -20.84 | -15.46 | -13.61 | -23.75 | -23.62 | -26.77 | -31.66 | -37.06 | -47.71 | -51.49 | -37.25 | -33.37 | |
| 0.75 | -31.75 | -18.47 | -18.06 | -20.25 | -28.07 | -25.12 | -34.66 | -37.14 | -40.75 | -44.03 | -28.42 | -26.90 | |
| 0.65 | -27.05 | -30.08 | -29.27 | -26.83 | -27.19 | -24.74 | -28.85 | -30.68 | -49.38 | -43.75 | -34.42 | -38.96 | |
| 0.55 | -28.52 | -29.14 | -33.94 | -24.60 | -28.80 | -21.20 | -29.37 | -37.00 | +42.47 | +30.62 | +26.24 | +33.05 | |
| 0.45 | -22.41 | -37.73 | -29.73 | -30.60 | -26.71 | S | -22.23 | +34.79 | +17.05 | +12.42 | +23.18 | +49.68 | |
| 0.35 | -33.76 | -35.28 | -39.71 | -32.84 | S | S | S | +42.60 | +28.72 | +40.97 | +1625 | +35.42 | |
| 0.25 | -34.57 | -36.28 | -37.15 | -43.21 | S | S | S | +7903 | +2903 | +2761 | +4965 | +30.04 | |
| 0.15 | -32.56 | -42.08 | -44.81 | S | S | S | S | S | +3880 | +3958 | +6798 | +77.18 | |
| 0 | -34.47 | -40.32 | | S | S | O | S | F | S | +237 | +3753 | +33.86 | |

O, S y F indican el origen del sistema, la región que abarca la sonda DM-BT y la posición de la fuente, respectivamente. Los signos + y - indican un incremento y disminución al valor real, respectivamente.

Tabla 3.14. Dosis absorbida en agua ($D(mGy)$) obtenidas de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 6 guías.

| Y | X (cm) | | | | | | | | | | | | |
|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--|
| | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | |
| (cm) | | | | | | | | | | | | | |
| 1 | 7.33 ^c | 9.49 ^c | 9.92 ^c | 1.21 ^b | 9.88 ^c | 1.01 ^b | 9.75 ^c | 9.89 ^c | 1.04 ^b | 9.86 ^c | 8.27 ^c | 4.81 ^c | |
| 0.85 | 8.69 ^c | 1.02 ^b | 1.16 ^b | 1.31 ^b | 1.46 ^b | 1.45 ^b | 1.44 ^b | 1.31 ^b | 1.20 ^b | 1.04 ^b | 9.18 ^c | 5.27 ^c | |
| 0.75 | 1.04 ^b | 1.29 ^b | 1.40 ^b | 1.50 ^b | 1.78 ^b | 1.80 ^b | 1.60 ^b | 1.53 ^b | 1.54 ^b | 1.54 ^b | 8.92 ^c | 5.77 ^c | |
| 0.65 | 9.66 ^c | 1.38 ^b | 1.65 ^b | 1.91 ^b | 2.27 ^b | 2.36 ^b | 2.04 ^b | 2.03 ^b | 1.98 ^b | 1.94 ^b | 9.10 ^c | 5.35 ^c | |
| 0.55 | 1.13 ^b | 1.72 ^b | 2.07 ^b | 2.47 ^b | 2.90 ^b | 3.39 ^b | 2.96 ^b | 2.98 ^b | 2.64 ^b | 2.06 ^b | 9.99 ^c | 7.18 ^c | |
| 0.45 | 1.29 ^b | 1.77 ^b | 2.40 ^b | 2.93 ^b | 4.29 ^b | S | 4.39 ^b | 4.82 ^b | 5.45 ^a | 3.29 ^a | 1.12 ^b | 9.88 ^c | |
| 0.35 | 1.41 ^b | 2.03 ^b | 2.53 ^b | 3.45 ^b | S | S | S | 4.99 ^b | 2.13 ^d | 1.23 ^d | 1.87 ^b | 1.08 ^b | |
| 0.25 | 1.49 ^b | 2.36 ^b | 2.83 ^b | 3.69 ^b | S | S | S | 3.34 ^b | 2.28 ^d | 1.58 ^d | 3.23 ^a | 1.12 ^b | |
| 0.15 | 1.40 ^b | 2.47 ^b | 3.25 ^b | S | S | S | S | S | 2.24 ^d | 1.65 ^d | 1.58 ^d | 2.51 ^b | |
| 0 | 1.69 ^b | 2.61 ^b | S | S | S | O | S | F | S | 1.43 ^b | 9.14 ^b | 1.95 ^b | |

O, S y F indican el origen del sistema, la región que abarca la sonda DM-BT y la posición de la fuente, respectivamente.

^a El valor esta multiplicado por 10^{-04} .

^b El valor esta multiplicado por 10^{-05} .

^c El valor esta multiplicado por 10^{-06} .

^d El valor esta multiplicado por 10^{-03} .

Tabla 3.15. Error relativo porcentual ($\epsilon\%$) de los datos de D de la simulación de la fuente dentro de la sonda DM-BT de 6 guías respecto a los datos de la simulación de la fuente.

| Y | X (cm) | | | | | | | | | | | | | |
|------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|--|
| | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | | |
| (cm) | -0.75 | -0.55 | -0.45 | -0.35 | -0.15 | 0 | 0.15 | 0.35 | 0.45 | 0.55 | 0.75 | 0.95 | | |
| 1 | -21.48 | -16.03 | -17.03 | -10.29 | -32.99 | -33.13 | -33.90 | -26.70 | -3.22 | -12.77 | -11.38 | -39.75 | | |
| 0.85 | -17.71 | -24.62 | -20.36 | -18.86 | -21.19 | -22.72 | -22.29 | -18.79 | -17.64 | -22.99 | -13.12 | -38.94 | | |
| 0.75 | -15.61 | -23.38 | -19.07 | -25.20 | -23.64 | -23.15 | -31.44 | -23.79 | -17.76 | -8.51 | -27.59 | -38.45 | | |
| 0.65 | -28.49 | -27.84 | -24.05 | -21.45 | -26.14 | -24.70 | -33.60 | -16.44 | -10.76 | -1.60 | -32.62 | -47.17 | | |
| 0.55 | -26.76 | -23.70 | -22.66 | -18.89 | -31.19 | -20.79 | -29.88 | +2.00 | +8.69 | +8.83 | +35.45 | +34.96 | | |
| 0.45 | -26.11 | -33.50 | -27.44 | -28.27 | -26.14 | S | +24.56 | +18.11 | +1.47 | +1140 | +35.69 | +18.80 | | |
| 0.35 | -28.53 | -35.03 | -37.29 | -33.64 | -31.92 | S | S | +4.08 | +1551 | +3824 | +4.66 | +16.07 | | |
| 0.25 | -30.35 | -34.84 | -42.02 | -47.87 | S | S | S | +52.80 | +5166 | +4273 | +1408 | +21.88 | | |
| 0.15 | -42.20 | -39.89 | -42.93 | S | S | S | S | S | +4581 | +3918 | +6424 | +81.39 | | |
| 0 | -28.67 | -39.47 | S | S | S | O | S | F | S | +232 | +3752 | +25.92 | | |

O, S y F indican el origen del sistema, la región que abarca la sonda DM-BT y la posición de la fuente, respectivamente. Los signos + y - indican un incremento y disminución al valor real, respectivamente.

Los signos + y – en los valores de las Tablas 3.13 y 3.15 indican un incremento y disminución de la D a los valores de referencia, respectivamente; en promedio la disminución de D para el caso de la sonda de cuatro guías fue del 32 %, mientras que para la sonda de seis guías fue del 25 %.

En este estudio, los parámetros de dosimetría TG-43 para la fuente GammaMed Plus HDR se calcularon utilizando el código MCNP6.2. Se utilizó el espectro de energía del Ir-192 reportado en el NNDC. Los resultados calculados se compararon con los datos publicados previamente y mostraron buenos acuerdos para una distancia radial de 1 cm del centro de la fuente, por lo que el código realizado fue validado hasta este punto. La desviación entre los datos calculados y los reportados podría atribuirse a diferentes espectros y códigos empleados, como lo mencionan Almansa *et al* [22] y J. Wu *et al* [33]. Por otro lado, se compararon los valores de dosis absorbida obtenidos de la simulación de la fuente con los de las sondas; al compararse con los resultados de la simulación de la sonda convencional de acero inoxidable se encontró una disminución de dosis del 2 % lo que parece insignificante tomando en cuenta que los tratamientos de BT aplican una dosis de 6 a 8 Gy por sesión; al compararse con los de la simulación de las sondas DM-BT se encontró que la disminución de dosis fue 32 % y 25 % para el caso de la sonda de cuatro guías y de seis, respectivamente, esto indica que los materiales y diseños empleados son adecuados para perder la homogeneidad de la distribución de la dosis.

CAPÍTULO 4.- CONCLUSIONES

La importancia de la fabricación y aplicación de un dispositivo de DM-BT en la clínica radica en disminuir la dosis que llega a OR, ya que de esta manera se reducirán los efectos secundarios causados por altas dosis. Actualmente, se han propuesto dispositivos blindados para tratamientos de CaCu que dan como resultado la modulación de la distribución de dosis entregada por una fuente de HDR-BT. En el presente trabajo de tesis se propusieron dos sondas intrauterinas de plomo con cuatro y seis guías para la modulación de la distribución de dosis entregada por una fuente de Ir-192, GammaMed Plus HDR, tomando en cuenta el mecanismo de las sondas intrauterinas convencionales.

Tras los resultados obtenidos se concluye que fue posible diseñar teóricamente mediante simulaciones MC, haciendo uso del código MCNP6.2, sondas blindadas apropiadas para canalizar la irradiación; además, que los diseños y materiales empleados fueron adecuados. Sin embargo, el análisis realizado hasta el momento resulta insuficiente para asegurar que las sondas DM-BT propuestas cumplan con el objetivo de modular la distribución de dosis, pues solo se tomó en cuenta la D en un plano, una distancia radial a 1 cm del centro de la fuente y la fuente en una guía con una posición.

Se obtuvo un código que reproduce las funciones dosimétricas del TG-43 para una fuente GammaMed Plus HDR, no obstante, para un análisis más completo se sugiere lo siguiente: un volumen de estudio más amplio, con un radio del centro de la fuente de 2 a 4 cm, y con una geometría más acorde a la fuente y las sondas (cilíndrica); también, si se sigue la misma metodología disminuir el tamaño de los voxels (~ 0.5 mm) para reducir el ε en los valores calculados de la D . Asimismo, para las simulaciones de las sondas DM-BT, evaluar pros y contras del incremento radial y el uso del plomo en la clínica. Por último, tomando en cuenta lo anterior queda como trabajo futuro estudiar estos sistemas con otros materiales que sirvan de blindaje y un análisis tridimensional de la distribución de la dosis previo a su fabricación.

REFERENCIAS

- [1] International Agency for Research on Cancer of World Health Organization. (2020). *Cancer Today*. Global Cancer Observatory. < <https://gco.iarc.fr/today/home> >. [Revisado en diciembre del 2021].
- [2] Dadkhah H., Kim Y., Wu X. & Flynn R.T. (2015). Multihelix Rotating Shield Brachytherapy for Cervical Cancer. *Medical Physics*. 42(11): 6579-6588.
- [3] Safigholi H., Han D.Y., Mashoof S., Soliman A., Owrangi A.S. & Song W.Y. (2017). Direction Modulated Brachytherapy (DMBT) for Treatment of Cervical Cancer: A Planning Study with ^{192}Ir , ^{60}Co and ^{169}Yb HDR Sources. *Medical Physics*. 44(12): 6538-6547.
- [4] Attix F.H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wisconsin-Madison USA. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co.KGaA.
- [5] Lederman M. (1981). The Early History of Radiotherapy: 1895-1939. *Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 7(5): 639-48.
- [6] Khan F.M. & Gibbons J.P. (2014). *The Physics of Radiation Therapy* (5^a ed.). Philadelphia USA. Lippincott Williams & Wilkins a Wolters Kluwer.
- [7] Baltas D., Sakelliou L. & Zamboglou N. (2007). *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. USA. Taylor & Francis Group.
- [8] Cherry S.R., Sorenson J.A. & Phelps M.E. (2012). *Physics in Nuclear Medicine* (4^a ed.). Philadelphia USA. Elsevier.

- [9] Turner J.E. (2007). *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. USA. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- [10] Powsner R.A., Powsner E.R. & Palmer M.R. (2013). *Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation* (3^a ed.). USA. Wiley-Blackwell.
- [11] Chassagne D., Dutreix A., Almond P., Burgers J.M.V., Busch M. & Joslin C.A. (1985). Report 38. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 20(1): Pág. NP.
- [12] Chassagne D., Dutreix A., Ash D., Hanson W.F., Visser A.G. & Wilson J.F. (1997). Report 58. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 30(1): Pág. NP.
- [13] Nath R., Anderson L., Jones D., Ling C., Loevinger R., Williamson J. & Hanson W. (1987). Report No. 21. Specification of Brachytherapy Sources Strength. *Journal of the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics*.
- [14] Nath R., Anderson L.L., Luxton G., Weaver K.A., Williamson J.F. & Meigooni A.S. (1995). Report No. 51. Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Source. *Journal of the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics*. 22(2): 209-234.
- [15] Bhatla N., Aoki D., Sharma D.N. & Sankaranarayanan R. (2018). Cancer of the cervix uteri. *International Journal of Gynecology and Obstetrics*. 143 (S2): 22–36.
- [16] Kennedy J.F. (s.f.). *Dorlan's Illustrated Medical Dictionary*. Edition 32nd. Elsevier Saunders.

- [17] Halperin E.C., Wazer D.E., Perez C.A. & Brady L.W. (2019). *Principles and Practice of Radiation Oncology* (7ª Ed.). USA. Wolters Kluwer.
- [18] Drake R.L., Vogl A.W. & Mitchell A.W.M. (2015). *Gray Anatomía para Estudiantes* (3ª Ed.). Barcelona, España. Elsevier.
- [19] Clarke D.L. & Soper J.T. (2010). *Gynecological Cancer Management: Identification, diagnosis and treatment*. USA. Wiley-Blackwell.
- [20] Thomadsen B.R., Rivard M.J. & Butler W.M. (2005). *Brachytherapy Physics* (2ª Ed.). California, USA. Medical physics Publishing.
- [21] Coral M.B. (2012). Programa de datos nucleares NuDat. Versión 3.0. Centro Nacional de Datos Nucleares. IAEA. < <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/> >. [Revisado en diciembre del 2021].
- [22] Almansa J.F., Torres J. & Guerrero R. (2011). Dosimetría Monte Carlo de las Fuentes de ^{192}Ir de uso más Común en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis. *Revista de Física Médica*. 12(3): 159-168.
- [23] Haie-Meder C., Pötter R., Van Limbergen E., Briot E., De Brabandere M., *et al.*; Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group. (2005). 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. *Radiother Oncol*. 74(3): 235-45.

- [24] Pötter R., Haie-Meder C., Van Limbergen E., Barillot I., De Brabandere M., *et al.*; GEC-ESTRO Working Group. (2006). 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. *Radiother Oncol.* 78(1): 67-77.
- [25] Casquero F., Reig A., Pérez J.F. & Márquez M. (2013). Tumores Ginecológicos. En Sociedad Española de Oncología Radioterápica (Ed.). *Manual Práctico de Oncología Radioterápica* (Pág. 296-303). Madrid, España. Abbie.
- [26] Werner C.J. (2017). MCNP Users Manual - Code Version 6.2, *Laboratorio Nacional de Los Alamos*. Informe LA-UR-17-29981.
- [27] Nath R., Anderson L.L., Luxton G., Weaver K.A., Williamson J.F. & Meigooni A.S. (1995). Dosimetry of Interstitial Brachithery Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. *Med. Phys.* 22(2): 209-234.
- [28] Rivard M.J., Coursey B.M., DeWerd L.A., Hanson W.F., Saiful M., *et al.* (2004). Update of AAPM Task Group No.43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations. *Med. Phys.* 31(3): 633-674
- [29] Sección de Dosimetría y Física Médica y Sección de América Latina. (2000). TECDOC-1151. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad. *Impreso por la Organismo Internacional de Energía Atómica.*
- [30] Sección de Dosimetría y Física Médica. (2004). TECDOC-1274. Calibración de Fuentes de Fotones y Rayos Beta usadas en Braquiterapia. *Impreso por la Organismo Internacional de Energía Atómica.*

- [31] Kinsey R.R., Dunford C.L., Tuli J.K., *et al.* Programa de datos nucleares NUDAT/PCNUDAT. Office of entific & Technical Information Technical Reports. (1996). Versión 2.8. < <http://WWW.nndc.bnl.gov/nudat2/> >. Datos extraídos el 15 de diciembre del 2020.
- [32] Duchemin B. & Coursol N. (1993). Reevaluation of ^{192}Ir , Technical Note LPRI/93/018, DAMRI, CEA, France.
- [33] Chu S., Ekström L. & Firestone R., The Lund/LBNL Nuclear Data Search, Versión 2.0. Febrero 1999. < <http://nucleardata.nuclear.lu.se/NuclearData/toi//> >.
- [34] Jianan W., Yaoquin X., Zhen D., Feipeng L. & Luhua W. (2021). Monte Carlo study of TG-43 dosimetry parameters of GammaMed Plus high doce rate ^{192}Ir brachytherapy source using TOPAS. Med Phys, 1-8.

ANEXO A. DATOS GENERALES DE LA FUENTE PARA LA CALIBRACIÓN

| TABLA A.1. Datos Generales de la Fuente | | | | |
|--|----------------------------|---------------------|-------------------------------|--------------------|
| Fuente | GammaMed Plus HDR | | Radionúclido | Ir-192 |
| Tasa de Kerma de referencia en aire con fecha del certificado | | | | |
| $\dot{K}_{\alpha,0}$ | 48.29 | <i>mGy/h a 1m</i> | Fecha | 07/04/2022 |
| | U(k=3)% | 5 | | |
| Actividad aparente con fecha del certificado | | | | |
| $A_{app,0}$ | 439.03 | <i>GBq</i> | Fecha | 07/04/2022 |
| | 11.87 | <i>Ci</i> | | |
| Decaimiento para el día de la calibración | | | | |
| Fecha | 29/04/2022 | Tiempo transcurrido | 22.44 | <i>d</i> |
| Vida media | 73.83 | <i>d</i> | λ | 0.0094 <i>d</i> |
| $\dot{K}_{\alpha,dec} = \dot{K}_{\alpha,0} \cdot e^{-\lambda \cdot t}$ | | 39.12 | <i>mGy/h a 1m</i> | |
| $A_{app,dec} = A_{app,0} \cdot e^{-\lambda \cdot t}$ | | 9.61 | <i>Ci</i> | |
| Coeficiente de calibración de los equipos de medición | | | | |
| Equipo | Coeficiente de calibración | | | |
| Electrómetro | 1 | | <i>nC/eu</i> | |
| Cámara de Ionización | 468200 | | <i>(Gy m² h)/A</i> | |

ANEXO B. CÓDIGOS DESARROLLADOS

Fuente GammaMed Plus HDR

C CARDS DE CELDAS
 C #MAT DENS REGIÓN
 C Fuente de Ir-192
 1 100 -22.42 -1 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 150 -0.0012 -2 +1 IMP:P,E=1
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 200 -8.03 -3 +2 +1: (-5) IMP:P,E=1
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 250 -5.6 -4 IMP:P,E=1
 C Esfera de agua
 6 300 -1.0 -6 +1 +2 +3 +4 +5 IMP:P,E=1
 C Vacío
 7 0 +6 IMP:P,E=0

C CARD DE SUPERFICIE
 C Fuente de Ir-192
 1 RCC 0 0 -0.175 0 0 0.35 0.03
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 RCC 0 0 -0.18 0 0 0.36 0.035
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 RCC 0 0 -0.21 0 0 0.4365 0.045
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 RCC 0 0 -10.0 0 0 9.79 0.045
 C Complemento troncocónico de la capsula
 5 TRC 0 0 0.2265 0 0 0.0155 0.045 0.0175
 C Esfera de agua
 6 SPH 0 0 0 10

C CARD DE DATOS
 C RCC vx vy vz hx hy hz R
 C RCC 0 0 -0.175 0 0 0.35 0.03 \$ Ir-192
 MODE P E \$ Tipo de partículas emitidas
 C Especificaciones de la fuente
 SDEF ERG=d4 PAR=2 CEL=1 X=d1 Y=d2 Z=d3
 C Límite de rango en el eje x
 SI1 -0.035 0.035
 C Probabilidad uniforme sobre el rango x
 SP1 0 1

C Límite de rango en el eje y
 SI2 -0.035 0.035
 C Probabilidad uniforme sobre el rango y
 SP2 0 1
 C Límite de rango en el eje z
 SI3 -0.18 0.18
 C Probabilidad uniforme sobre el rango z
 SP3 0 1
 C Espectro de energías de las partículas emitidas
 SI4 L 0.00891
 0.00944
 0.061486
 0.063
 0.065122
 0.066831
 0.071079
 0.071414
 0.073363
 0.075368
 0.075749
 0.077831
 0.11033
 0.13639
 0.17698
 0.2013112
 0.2057943
 0.28027
 0.2832668
 0.2959565
 0.30845507
 0.31650618
 0.32909
 0.3744852
 0.4164688
 0.42051
 0.46806885
 0.4845751
 0.48545
 0.48906
 0.5885810
 0.59363
 0.59941
 0.60441105
 0.61246215
 0.70378
 0.7658
 0.8845365
 1.06149
 1.08996

1.3785
 C Intensidad en % de las energías
 SP4 0.015
 0.0392
 0.019
 0.0202
 0.0262
 0.0444
 0.00238
 0.0046
 0.00161
 0.00531
 0.01021
 0.00364
 0.000127
 0.00199
 0.000043
 0.00471
 0.0331
 0.00008
 0.00266
 0.2871
 0.297
 0.8286
 0.000173
 0.00727
 0.0067
 0.00069
 0.4784
 0.0319
 0.000047
 0.00438
 0.04522
 0.00042
 0.000039
 0.08216
 0.0534
 0.000053
 0.000013
 0.00292
 0.000531
 0.0000116
 0.000014
 NPS 100000000
 TMESH
 RMESH3 TOTAL
 CORA3 0 24I 2.5
 CORB3 0 24I 2.5
 CORC3 -2.5 49I 2.5

ENDMD
 C Composición en % de los materiales
 M100 077192 1 \$ Ir-192
 M150 001001 -0.00073 \$ Aire
 006012 -0.00012
 007014 -0.75033
 008016 -0.23608
 018040 -0.01274
 M200 006012 -0.00030 \$ Acero AISI 316L
 007014 -0.00100
 014028 -0.00750
 015031 -0.00045
 016032 -0.00030
 024052 -0.17000
 025055 -0.02000
 026056 -0.65545
 028059 -0.12000
 042096 -0.02500
 M250 006012 -0.00080 \$ Acero AISI 304
 007014 -0.00100
 014028 -0.00750
 015031 -0.00045
 016032 -0.00030
 024052 -0.19000
 025055 -0.02000
 026056 -0.68745
 028059 -0.09250
 M300 001001 -0.11100 \$ Agua
 008016 -0.88900
 PRINT

Sonda intrauterina convencional más fuente

C CARDS DE CELDAS
 C #MAT DENS REGIÓN
 C Fuente de Ir-192
 1 100 -22.42 -1 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 150 -0.0012 -2 +1 IMP:P,E=1
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 200 -8.03 -3 +2 +1: (-7) IMP:P,E=1
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 250 -5.6 -4 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre la capsula y la sonda intr.
 5 150 -0.0012 -5 +1 +2 +3 +4 +7 IMP:P,E=1
 C Sonda intrauterina
 6 200 -8.03 -6 +1 +2 +3 +4 +5 +7 IMP:P,E=1

| | |
|---|-----------------------------------|
| C Esfera de agua | 0.071414 |
| 8 300 -1.0 -8 +1 +2 +3 +4 +5 +6 +7 IMP:P,E=1 | 0.073363 |
| C vacío | 0.075368 |
| 9 0 +8 IMP:P,E=0 | 0.075749 |
| | 0.077831 |
| C CARD DE SUPERFICIE | 0.11033 |
| C Fuente de Ir-192 | 0.13639 |
| 1 RCC 0 0 -0.175 0 0 0.35 0.03 | 0.17698 |
| C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula | 0.2013112 |
| 2 RCC 0 0 -0.18 0 0 0.36 0.035 | 0.2057943 |
| C Capsula de acero inoxidable AISI-316L | 0.28027 |
| 3 RCC 0 0 -0.21 0 0 0.4365 0.045 | 0.2832668 |
| C Cable de acero inoxidable AISI-304 | 0.2959565 |
| 4 RCC 0 0 -10.0 0 0 9.79 0.045 | 0.30845507 |
| C Espacio de aire entre la capsula y la sonda intr. | 0.31650618 |
| 5 RCC 0 0 -10.0 0 0 10.342 0.1 | 0.32909 |
| C Sonda intrauterina | 0.3744852 |
| 6 RCC 0 0 -10.0 0 0 10.442 0.15 | 0.4164688 |
| C Complemento troncocónico de la capsula | 0.42051 |
| 7 TRC 0 0 0.2265 0 0 0.0155 0.045 0.0175 | 0.46806885 |
| C Esfera de agua | 0.4845751 |
| 8 SPH 0 0 0 10 | 0.48545 |
| | 0.48906 |
| C CARD DE DATOS | 0.5885810 |
| C RCC vx vy vz hx hy hz R | 0.59363 |
| C RCC 0 0 -0.175 0 0 0.35 0.03 \$ Ir-192 | 0.59941 |
| MODE P E \$ Tipo de partículas emitidas | 0.60441105 |
| C Especificaciones de la fuente | 0.61246215 |
| SDEF ERG=d4 PAR=2 CEL=1 X=d1 Y=d2 Z=d3 | 0.70378 |
| C Límite de rango en el eje x | 0.7658 |
| SI1 -0.035 0.035 | 0.8845365 |
| C Probabilidad uniforme sobre el rango x | 1.06149 |
| SP1 0 1 | 1.08996 |
| C Límite de rango en el eje y | 1.3785 |
| SI2 -0.035 0.035 | |
| C Probabilidad uniforme sobre el rango y | C Intensidad en % de las energías |
| SP2 0 1 | SP4 0.015 |
| C Límite de rango en el eje z | 0.0392 |
| SI3 -0.18 0.18 | 0.019 |
| C Probabilidad uniforme sobre el rango z | 0.0202 |
| SP3 0 1 | 0.0262 |
| C Espectro de energías de las partículas emitidas | 0.0444 |
| SI4 L 0.00891 | 0.00238 |
| 0.00944 | 0.0046 |
| 0.061486 | 0.00161 |
| 0.063 | 0.00531 |
| 0.065122 | 0.01021 |
| 0.066831 | 0.00364 |
| 0.071079 | 0.000127 |
| | 0.00199 |

0.000043
 0.00471
 0.0331
 0.00008
 0.00266
 0.2871
 0.297
 0.8286
 0.000173
 0.00727
 0.0067
 0.00069
 0.4784
 0.0319
 0.000047
 0.00438
 0.04522
 0.00042
 0.000039
 0.08216
 0.0534
 0.000053
 0.000013
 0.00292
 0.000531
 0.0000116
 0.000014
 NPS 100000000
 TMesh
 RMesh3 TOTAL
 CORA3 0 24I 2.5
 CORB3 0 24I 2.5
 CORC3 -2.5 49I 2.5
 ENDMD
 C Composición en % de los materiales
 M100 077192 1 \$ Ir-192
 M150 001001 -0.00073 \$ Aire
 006012 -0.00012
 007014 -0.75033
 008016 -0.23608
 018040 -0.01274
 M200 006012 -0.00030 \$ Acero AISI-316L
 007014 -0.00100
 014028 -0.00750
 015031 -0.00045
 016032 -0.00030
 024052 -0.17000
 025055 -0.02000
 026056 -0.65545

028059 -0.12000
 042096 -0.02500
 M250 006012 -0.00080 \$ Acero AISI 304
 007014 -0.00100
 014028 -0.00750
 015031 -0.00045
 016032 -0.00030
 024052 -0.19000
 025055 -0.02000
 026056 -0.68745
 028059 -0.09250
 M300 001001 -0.11100 \$ Agua
 008016 -0.88900
 PRINT

Sonda de 4 guías más fuente

C CARDS DE CELDAS
 C #MAT DENS REGIÓN
 C Fuente de Ir-192
 1 200 -22.42 -1 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 201 -0.0012 -2 +1 IMP:P,E=1
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 202 -8.03 -3 +2: (-5) IMP:P,E=1
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 203 -5.6 -4 IMP:P,E=1
 C SONDA DE 4 RANURAS
 C Espacio de aire entre la capsula y la sonda int.
 50 201 -0.0012 -50 IMP:P,E=1
 C Sonda intrauterina
 51 202 -8.03 -51 +50 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre la sonda int. y la sonda Pb
 52 201 -0.0012 -52 +51 IMP:P,E=1
 C Sonda de Pb
 53 204 -11.3 -53 +52 +62 +63 +64 +65
 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter del eje x positivo
 54 201 -0.0012 -54 +3 +4 +5 IMP:P,E=1
 C Catéter en el eje x positivo
 55 206 -1.41 -55 +54 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter del eje x negativo
 56 201 -0.0012 -56 IMP:P,E=1
 C Catéter en el eje x negativo
 57 206 -1.41 -57 +56 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter del eje y positivo
 58 201 -0.0012 -58 IMP:P,E=1
 C Catéter en el eje y positivo

59 206 -1.41 -59 +58 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter del eje y negativo
 60 201 -0.0012 -60 IMP:P,E=1
 C Catéter en el eje y negativo
 61 206 -1.41 -61 +60 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura del eje x positivo
 C 62 205 -1.0 -62 +55 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura del eje x negativo
 C 63 205 -1.0 -63 +57 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura del eje y positivo
 C 64 205 -1.0 -64 +59 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura del eje y negativo
 C 65 205 -1.0 -65 +61 IMP:P,E=1
 C Esfera de agua
 66 205 -1.0 -66 (53 : -62 : -63 : -64 : -65) 55
 57 59 61 IMP:P,E=1
 C Vacío
 67 0 +66 IMP:P,E=0

C CARD DE SUPERFICIE

C Fuente de IR-192
 1 RCC 0.325 0 -0.175 0 0 0.35 0.03
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 RCC 0.325 0 -0.18 0 0 0.36 0.035
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 RCC 0.325 0 -0.21 0 0 0.4365 0.045
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 RCC 0.325 0 -10.0 0 0 9.79 0.045
 C Complemento troncocónico de la capsula
 5 TRC 0.325 0 0.2265 0 0 0.0155 0.045 0.0175
 C SONDA DE 4 RANURAS
 C Espacio de aire entre la capsula y la sonda int.
 50 RCC 0.0000 0.0000 -10.0 0 0 10.342 0.1
 C Sonda intrauterina
 51 RCC 0.0000 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.15
 C Espacio de aire entre la sonda int y la sonda Pb
 52 RCC 0.0000 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.175
 C Sonda de Pb
 53 RCC 0.0000 0.0000 -10.0 0 0 10.442 0.425
 C Espacio de aire entre el catéter (+x) y el Ir-192
 54 RCC 0.3250 0.0000 -10.0 0 0 10.362 0.075
 C Catéter del eje x positivo
 55 RCC 0.3250 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter (-x)
 56 RCC -0.325 0.0000 -10.0 0 0 10.362 0.075
 C Catéter del eje x negativo
 57 RCC -0.325 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter (+y)
 58 RCC 0.0000 0.3250 -10.0 0 0 10.362 0.075

C Catéter del eje y positivo
 59 RCC 0.0000 0.3250 -10.0 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter (-y)
 60 RCC 0.0000 -0.325 -10.0 0 0 10.362 0.075
 C Catéter del eje y negativo
 61 RCC 0.0000 -0.325 -10.0 0 0 10.392 0.1
 C Ranura del eje x positivo
 62 REC 0.3750 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.16
 0 0 0.12 0
 C Ranura del eje x negativo
 63 REC -0.375 0.0000 -10.0 0 0 10.392 0.16
 0 0 0.12 0
 C Ranura del eje y positivo
 64 REC 0.0000 0.3750 -10.0 0 0 10.392 0.12
 0 0 0.16 0
 C Ranura del eje y negativo
 65 REC 0.0000 -0.375 -10.0 0 0 10.392 0.12
 0 0 0.16 0
 C Esfera de agua
 66 SPH 0 0 0 15

C CARD DE DATOS

C RCC vx vy vz hx hy hz R
 C RCC 0.325 0 -0.175 0 0 0.35 0.03 \$ IR-192
 MODE PE \$ Tipo de partículas emitidas
 C Especificaciones de la fuente
 SDEF ERG=d4 PAR=2 CEL=1 X=d1 Y=d2 Z=d3
 C Límite de rango en el eje x
 SI1 0.29 0.36
 C Probabilidad uniforme sobre el rango x
 SP1 0 1
 C Límite de rango en el eje y
 SI2 -0.035 0.035
 C Probabilidad uniforme sobre el rango y
 SP2 0 1
 C Límite de rango en el eje z
 SI3 -0.18 0.18
 C Probabilidad uniforme sobre el rango z
 SP3 0 1
 C Espectro de energías de partículas emitidas
 SI4 L 0.00891
 0.00944
 0.061486
 0.063
 0.065122
 0.066831
 0.071079
 0.071414
 0.073363

| | |
|------------|--------------------|
| 0.075368 | 0.0331 |
| 0.075749 | 0.00008 |
| 0.077831 | 0.00266 |
| 0.11033 | 0.2871 |
| 0.13639 | 0.297 |
| 0.17698 | 0.8286 |
| 0.2013112 | 0.000173 |
| 0.2057943 | 0.00727 |
| 0.28027 | 0.0067 |
| 0.2832668 | 0.00069 |
| 0.2959565 | 0.4784 |
| 0.30845507 | 0.0319 |
| 0.31650618 | 0.000047 |
| 0.32909 | 0.00438 |
| 0.3744852 | 0.04522 |
| 0.4164688 | 0.00042 |
| 0.42051 | 0.000039 |
| 0.46806885 | 0.08216 |
| 0.4845751 | 0.0534 |
| 0.48545 | 0.000053 |
| 0.48906 | 0.000013 |
| 0.5885810 | 0.00292 |
| 0.59363 | 0.000531 |
| 0.59941 | 0.0000116 |
| 0.60441105 | 0.000014 |
| 0.61246215 | NPS 100000000 |
| 0.70378 | TMESH |
| 0.7658 | RMESH3 TOTAL |
| 0.8845365 | CORA3 -2.5 49I 2.5 |
| 1.06149 | CORB3 0 24I 2.5 |
| 1.08996 | CORC3 -2.5 49I 2.5 |
| 1.3785 | ENDMD |

C Intensidad en % de las energías

SP4 0.015
0.0392
0.019
0.0202
0.0262
0.0444
0.00238
0.0046
0.00161
0.00531
0.01021
0.00364
0.000127
0.00199
0.000043
0.00471

C Composición en % de los materiales

M200 077192 1 \$ Ir-192
M201 001001 -0.00073 \$ Aire
006012 -0.00012
007014 -0.75033
008016 -0.23608
018040 -0.01274
M202 006012 -0.00030 \$ Acero AISI 316L
007014 -0.00100
014028 -0.00750
015031 -0.00045
016032 -0.00030
024052 -0.17000
025055 -0.02000
026056 -0.65545
028059 -0.12000
042096 -0.02500

M203 006012 -0.00080 \$ Acero AISI 304
 007014 -0.00100
 014028 -0.00750
 015031 -0.00045
 016032 -0.00030
 024052 -0.19000
 025055 -0.02000
 026056 -0.68745
 028059 -0.09250
 M204 082207 1 \$ Plomo
 M205 001001 -0.11100 \$ Agua
 008016 -0.88900
 M206 006012 1 \$ Poliacetal (CH2O)
 001001 2
 008016 1
 PRINT

Sonda de 6 guías más fuente

C CELL CARDS
 C #MAT DENS REGIÓN
 C Fuente de Ir-192
 1 200 -22.42 -1 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 201 -0.0012 -2 +1 IMP:P,E=1
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 202 -8.03 -3 +2: (-5) IMP:P,E=1
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 203 -5.6 -4 IMP:P,E=1
 C SONDA DE 6 RANURAS
 C Espacio de aire entre la capsula y la sonda int.
 50 201 -0.0012 -50 IMP:P,E=1
 C Sonda intrauterina
 51 202 -8.03 -51 +50 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire entre la sonda int y la sonda Pb
 52 201 -0.0012 -52 +51 IMP:P,E=1
 C Sonda de Pb
 53 204 -11.3 -53 +52 +66 +67 +68 +69 +70
 +71 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 0°
 54 201 -0.0012 -54 +3 +4 +5 IMP:P,E=1
 C Catéter en 0°
 55 206 -1.41 -55 +54 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 60°
 56 201 -0.0012 -56 IMP:P,E=1
 C Catéter en 60°
 57 206 -1.41 -57 +56 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 120°

58 201 -0.0012 -58 IMP:P,E=1
 C Catéter en 120°
 59 206 -1.41 -59 +58 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 180°
 60 201 -0.0012 -60 IMP:P,E=1
 C Catéter en 180°
 61 206 -1.41 -61 +60 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 240°
 62 201 -0.0012 -62 IMP:P,E=1
 C Catéter en 240°
 63 206 -1.41 -63 +62 IMP:P,E=1
 C Espacio de aire en el catéter de 300°
 64 201 -0.0012 -64 IMP:P,E=1
 C Catéter en 300°
 65 206 -1.41 -65 +64 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 0°
 C 66 205 -1.0 -66 +55 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 60°
 C 67 205 -1.0 -67 +57 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 120°
 C 68 205 -1.0 -68 +59 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 180°
 C 69 205 -1.0 -69 +61 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 240°
 C 70 205 -1.0 -70 +63 IMP:P,E=1
 C Espacio de agua en la ranura de 300°
 C 71 205 -1.0 -71 +65 IMP:P,E=1
 C Esfera de agua
 72 205 -1 -72 (53: -66: -67: -68: -69: -70: -
 71) 55 57 59 61 63 & 65 IMP:P,E=1
 C Vacío
 73 0 +72 IMP:P,E=0
 C CARD DE SUPERFICIE
 C Fuente de Ir-192
 1 RCC 0.325 0 -0.175 0 0 0.35 0.03
 C Espacio de aire entre el Ir-192 y la capsula
 2 RCC 0.325 0 -0.18 0 0 0.36 0.035
 C Capsula de acero inoxidable AISI-316L
 3 RCC 0.325 0 -0.21 0 0 0.4365 0.045
 C Cable de acero inoxidable AISI-304
 4 RCC 0.325 0 -10.0 0 0 9.79 0.045
 C Complemento troncocónico de la capsula
 5 TRC 0.325 0 0.2265 0 0 0.0155 0.045 0.0175
 C SONDA DE 6 RANURAS
 C Espacio de aire entre la capsula y la sonda int.
 50 RCC 0.0000 0.0000 -10 0 0 10.342 0.1
 C Sonda intrauterina
 51 RCC 0.0000 0.0000 -10 0 0 10.392 0.15

C Espacio de aire entre la sonda int y la sonda Pb
 52 RCC 0.0000 0.0000 -10 0 0 10.392 0.175
 C Sonda de Pb
 53 RCC 0.0000 0.0000 -10 0 0 10.442 0.425
 Espacio de aire entre el Ir-192 y el catéter a 0°
 54 RCC 0.3250 0.0000 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 0°
 55 RCC 0.3250 0.0000 -10 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter de 60°
 56 RCC 0.1625 0.2815 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 60°
 57 RCC 0.1625 0.2815 -10 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter de 120°
 58 RCC -0.1625 0.2815 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 120°
 59 RCC -0.1625 0.2815 -10 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter de 180°
 60 RCC -0.325 0.0000 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 180°
 61 RCC -0.325 0.0000 -10 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter de 240°
 62 RCC -0.1625 -0.2815 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 240°
 63 RCC -0.1625 -0.2815 -10 0 0 10.392 0.1
 C Espacio de aire en el catéter de 300°
 64 RCC 0.1625 -0.2815 -10 0 0 10.362 0.075
 C Catéter a 300°
 65 RCC 0.1625 -0.2815 -10 0 0 10.392 0.1
 C Ranura a 0°
 66 REC 0.3750 0 -10 0 0 10.392 0.16 0 0 0
 0.120 0
 C Ranura a 60°
 67 REC 0.1875 0.32475952 -10 0 0 10.392 0.08
 0.1385640646 0 & -0.1039230485 0.06 0
 C Ranura a 120°
 68 REC -0.1875 0.32475952 -10 0 0 10.392 -
 0.08 0.1385640646 0 & -0.1039230485 -0.06 0
 C Ranura a 180°
 69 REC -0.375 0 -10 0 0 10.392 0.16 0 0 0
 0.120 0
 C Ranura a 240°
 70 REC -0.1875 -0.32475952 -10 0 0 10.392 -
 0.08 -0.1385640646 0 & 0.1039230485 -0.06 0
 C Ranura a 300°
 71 REC 0.1875 -0.32475952 -10 0 0 10.392 0.08
 -0.1385640646 0 & 0.1039230485 0.06 0
 C Esfera de agua
 72 SPH 0 0 0 15

C CARD DE DATOS
 C RCC vx vy vz hx hy hz R
 C RCC 0.325 0 -0.175 0 0 0.35 0.03 \$ IR-192
 MODE PE \$ Tipo de partículas emitidas
 C Especificaciones de la fuente
 SDEF ERG=d4 PAR=2 CEL=1 X=d1 Y=d2 Z=d3
 C Límite de rango en el eje x
 SI1 -0.029 0.036
 C Probabilidad uniforme sobre el rango x
 SP1 0 1
 C Límite de rango en el eje y
 SI2 -0.035 0.035
 C Probabilidad uniforme sobre el rango y
 SP2 0 1
 C Límite de rango en el eje z
 SI3 -0.18 0.18
 C Probabilidad uniforme sobre el rango z
 SP3 0 1
 C Espectro de energías de las partículas emitidas
 SI4 L 0.00891
 0.00944
 0.061486
 0.063
 0.065122
 0.066831
 0.071079
 0.071414
 0.073363
 0.075368
 0.075749
 0.077831
 0.11033
 0.13639
 0.17698
 0.2013112
 0.2057943
 0.28027
 0.2832668
 0.2959565
 0.30845507
 0.31650618
 0.32909
 0.3744852
 0.4164688
 0.42051
 0.46806885
 0.4845751
 0.48545
 0.48906

| | |
|-----------------------------------|--|
| 0.5885810 | 0.000053 |
| 0.59363 | 0.000013 |
| 0.59941 | 0.00292 |
| 0.60441105 | 0.000531 |
| 0.61246215 | 0.0000116 |
| 0.70378 | 0.000014 |
| 0.7658 | NPS 100000000 |
| 0.8845365 | TMESH |
| 1.06149 | RMESH3 TOTAL |
| 1.08996 | CORA3 -2.5 49I 2.5 |
| 1.3785 | CORB3 0 24I 2.5 |
| C Intensidad en % de las energías | CORC3 -2.5 49I 2.5 |
| SP4 0.015 | ENDMD |
| 0.0392 | C Composición en % de los materiales |
| 0.019 | M200 077192 1 \$ Ir-192 |
| 0.0202 | M201 001001 -0.00073 \$ Aire |
| 0.0262 | 006012 -0.00012 |
| 0.0444 | 007014 -0.75033 |
| 0.00238 | 008016 -0.23608 |
| 0.0046 | 018040 -0.01274 |
| 0.00161 | M202 006012 -0.00030 \$ Aero AISI 316L |
| 0.00531 | 007014 -0.00100 |
| 0.01021 | 014028 -0.00750 |
| 0.00364 | 015031 -0.00045 |
| 0.000127 | 016032 -0.00030 |
| 0.00199 | 024052 -0.17000 |
| 0.000043 | 025055 -0.02000 |
| 0.00471 | 026056 -0.65545 |
| 0.0331 | 028059 -0.12000 |
| 0.00008 | 042096 -0.02500 |
| 0.00266 | M203 006012 -0.00080 \$ Acero AISI 304 |
| 0.2871 | 007014 -0.00100 |
| 0.297 | 014028 -0.00750 |
| 0.8286 | 015031 -0.00045 |
| 0.000173 | 016032 -0.00030 |
| 0.00727 | 024052 -0.19000 |
| 0.0067 | 025055 -0.02000 |
| 0.00069 | 026056 -0.68745 |
| 0.4784 | 028059 -0.09250 |
| 0.0319 | M204 082207 1 \$ Plomo |
| 0.000047 | M205 001001 -0.11100 \$ Agua |
| 0.00438 | 008016 -0.88900 |
| 0.04522 | M206 006012 1 \$ Poliacetal (CH2O) |
| 0.00042 | 001001 2 |
| 0.000039 | 008016 1 |
| 0.08216 | PRINT |
| 0.0534 | |



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE EXAMEN DE GRADO

No. 00115

Matrícula: 2192802487

DOSIMETRÍA POR MONTE CARLO DE UNA FUENTE DE HDR-BT Y UN APLICADOR DE BRAQUITERAPIA DE DIRECCIÓN MODULADA (DMBT)

En la Ciudad de México, se presentaron a las 16:00 horas del día 23 del mes de agosto del año 2022 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

DR. JUAN AZORIN NIETO
DR. MARIANA HERNANDEZ BOJORQUEZ
DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretaria la última, se reunieron para proceder al Examen de Grado cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:

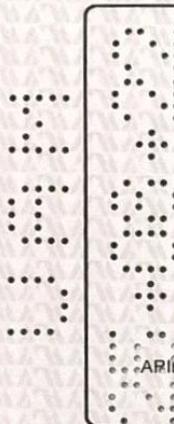
MAESTRO EN CIENCIAS (FISICA)

DE: ARIEL ABIGAIL CARRERA MARTINEZ

y de acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

APROBAR

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.





ARIEL ABIGAIL CARRERA MARTINEZ
ALUMNO

REVISÓ



MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

Roman Linares Romero

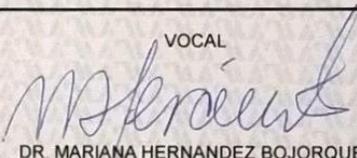
DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTE



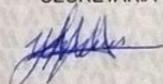
DR. JUAN AZORIN NIETO

VOCAL



DR. MARIANA HERNANDEZ BOJORQUEZ

SECRETARIA



DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN