



UNIVERSIDAD NACIONAL
PEDRO RUÍZ GALLO



Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
Escuela profesional de física

TESIS

Presentada por:

Fredy Chozo Tuñoque

Jenifer del Pilar Mendoza Moreno

**“VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DEL TG-43
PARA UNA FUENTE DE CO-60 DE BATD
MEDIANTE EL MÉTODO MONTE CARLO (MCNP)
Y MEDIDAS EXPERIMENTALES CON EBT-3”**

Para optar el título profesional de:

LICENCIADO EN FISICA

Lambayeque, 2017



UNIVERSIDAD NACIONAL

PEDRO RUÍZ GALLO



Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas

Escuela profesional de física

TESIS

**“VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DEL TG-43 PARA UNA
FUENTE DE CO-60 DE BATD MEDIANTE EL MÉTODO MONTE
CARLO (MCNP) Y MEDIDAS EXPERIMENTALES CON EBT-3”**

Para optar el título profesional de:

LICENCIADO EN FISICA

Sustentada y aprobada ante el siguiente jurado:

M. Sc. Gustavo Víctor Montalvo Soberón
PRESIDENTE

M. Sc. Luis Alberto Curo Maquén
SECRETARIO

M. Sc. Justo Vladimir Tuñoque Gutiérrez
VOCAL

M. Sc. Juan Pedro Rivera Vásquez

ASESOR

Jenifer del Pilar Mendoza Moreno

TESISTA

Fredy Chozo Tuñoque

TESISTA

DEDICATORIA

Esta tesis es dedicada a Dios por guiarnos a lo largo de nuestra
carrera y permitirnos llegar a este momento, a nuestros
padres por la confianza, el apoyo y el amor que nos
brindaron en todo momento y a todos los que
nos apoyaron a concluir este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a nuestro asesor de tesis el M. Sc. Juan Pedro Rivera Vásquez, por su dedicación y atención que en todo momento nos ha ofrecido en la corrección de esta tesis.

Nuestros más sincero agradecimiento al Lic. Eduardo Carrasco Solís, por sus conocimientos, sus orientaciones, su persistencia, su amistad y su paciencia durante todo el desarrollo de la tesis.

Nuestro agradecimiento también va dirigido al Lic. Pedro Pacheco, Lic. Cecilia Querebalú García, Lic. Carlos Herrera y Lic. Jonathan Pacheco, por la disposición y dedicación entregada en la obtención de datos experimentales de este trabajo.

Expresamos nuestro más grande agradecimiento a nuestras familias, por ser fuente de apoyo constante e incondicional a lo largo de nuestra carrera profesional.

Finalmente agradecer al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, por proveer apoyo con los equipos necesarios para el desarrollo de esta investigación.

RESUMEN

Diversos tratamientos de Braquiterapia son planificados con sistemas que utilizan el método de cálculo del TG-43 (debido a su rapidez de cálculo de las distribuciones de dosis), pero este formalismo tiene algunas observaciones importantes en el cálculo de la dosis. Una de ellas es la uniformidad del volumen de tejido en la que se realiza el cálculo, en la cual considera un volumen uniforme de agua, dejando de lado las inhomogeneidades de las densidades de los tejidos que se da en la práctica. Es por ello, que el objetivo de este trabajo es realizar una verificación dosimétrica del TG-43 para una fuente de Co-60 (con el equipo MULTISOURCE HDR); mediante el sistema de planificación de tratamientos HDR PLUS, se implementó la planificación en diversos puntos y se validó teóricamente los valores mediante la elaboración de un software, haciendo uso del lenguaje de programación FORTRAN 90, este software también se realizó con el fin de una verificación independiente de la dosis calculada con el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) en Braquiterapia. Empleando MCNP se simuló las condiciones de tratamiento incluyendo geometría y encapsulado de la fuente de Co-60 modelo Co 0.A86 y la caracterización del medio en estudio, con el fin de obtener la dosis y compararla con los datos del TPS. Por último, se realizó una verificación experimental con las condiciones de tratamiento programadas en el TPS, mediante películas radiocrómicas EBT-3, además de esta manera experimental validar la simulación creada en MCNP y el software elaborado en FORTRAN 90. Concluyendo así que el software elaborado sirve como una verificación dosimétrica independiente para el control de calidad del TPS y la simulación hecha en MCNP5 resulta recomendable para determinar los valores de dosis en Braquiterapia con Co-60 ya que frente a las EBT-3 se obtuvo un error aceptable de 3 %.

INDICE GENERAL

DEDICATORIA	3
AGRADECIMIENTOS	4
RESUMEN	5
I. INTRODUCCIÓN.....	11
II. MARCO TEÓRICO	13
2.1. Conceptos fundamentales de la radiación.....	13
2.1.1. Radiación Ionizante.....	13
2.1.2. Interacción de la Radiación Ionizante con la materia.	14
2.1.2.1. Interacción de los fotones con la materia.	14
A. Efecto fotoeléctrico.	14
B. Efecto Compton.....	15
C. Producción de pares.....	15
2.1.3. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia. .	16
A. Dosis absorbida (D).	16
B. Energía Impartida (ϵ).....	17
C. Kerma (K).....	18
2.2. Conceptos básicos de Braquiterapia.....	18
2.2.1. Braquiterapia.	18
2.2.2. Tipos de Braquiterapia.....	19
A. Por la forma de Aplicación.	19
B. Por el método de carga.....	19
C. Por la duración de la aplicación.	20
D. Por la tasa de dosis.	20
2.3. Propiedades físicas de los isotopos usados en Braquiterapia	20
2.4. Estudio del formalismo TG-43	21
2.4.1. Introducción.....	21
2.4.2. Conceptos usados en el formalismo:	22
2.4.3. Formalismo general 2D	22
A. Intensidad de Kerma en aire (SK).....	23
B. Constante de tasa de dosis absorbida (Λ).....	24
C. Función de geometría ($GL(r, \theta)$).....	24
D. Función de dosis radial (gXr).....	25

E.	<i>Función de anisotropía (Fr, θ)</i>	25
2.4.4.	Limitaciones del TG-43.....	26
A.	<i>La dosimetría del fantoma</i>	26
B.	<i>Inhomogeneidades</i>	26
C.	<i>Tamaño del fantoma</i>	27
2.5.	Código Monte Carlo del transporte de radiación	28
2.5.1.	El Método Monte Carlo.....	28
2.5.2.	El código MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code System).....	28
2.5.3.	El método Monte Carlo en MCNP.....	28
III.	MATERIALES Y MÉTODOS	30
3.1.	Equipos y materiales	30
3.1.1.	Fuentes de radiación gamma de Co-60.	30
A.	<i>Fuente de Braquiterapia</i>	30
B.	<i>Unidad de Teleterapia</i>	31
3.1.2.	Equipamiento dosimétrico.....	31
A.	<i>Cámara Pozo</i>	31
B.	<i>Holder</i>	32
C.	<i>La cuba o tanque de agua MP1</i>	32
D.	<i>Cámara de ionización PTW Farmer</i>	33
E.	<i>Barómetro y termómetro</i>	33
F.	<i>Electrómetro</i>	34
G.	<i>Fantoma de agua solida RW3</i>	34
H.	<i>Películas radiocrómicas</i>	35
I.	<i>Escáner Epson Expression 11000 XL</i>	35
3.1.3.	Equipamiento Computacional	36
A.	<i>Sistema de Planificación de Braquiterapia</i>	36
B.	<i>Software MCNP5</i>	36
C.	<i>Fortran 90</i>	36
D.	<i>Computadoras</i>	37
E.	<i>Programa ImageJ</i>	37
3.2.	Metodología.....	39
3.2.1.	Calibración de la fuente de Co-60 para BATD.....	39
A.	<i>Posicionamiento de la cámara pozo</i>	39

B.	<i>Pruebas de corriente de fuga.</i>	40
C.	<i>Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara pozo.</i>	40
D.	<i>Calibración de la fuente.</i>	40
3.2.2.	<i>Simulación de la fuente de Co-60 en el programa MCNP.</i>	41
A.	<i>Geometría de la fuente.</i>	41
B.	<i>Tarjeta Superficie.</i>	42
C.	<i>Tarjeta Celda.</i>	42
D.	<i>Tarjeta Modo.</i>	42
E.	<i>Tarjeta Importancia.</i>	42
F.	<i>Tarjeta Materiales.</i>	43
G.	<i>Tarjeta Fuente.</i>	43
H.	<i>Tarjeta Tally.</i>	43
I.	<i>Tarjeta divisora de segmento.</i>	44
J.	<i>Tarjeta multiplicadora de tally.</i>	44
K.	<i>Tarjeta PRDMP.</i>	45
L.	<i>Impresión de salida de las tablas.</i>	45
M.	<i>Número de partículas.</i>	45
3.2.3.	<i>Elaboración del software para la verificación de dosis.</i>	46
3.2.4.	<i>Dosimetría con Películas Radiocrómicas (PRC).</i>	51
A.	<i>Caracterización de las películas radiocrómicas.</i>	52
B.	<i>Calibración de las películas radiocrómicas.</i>	52
C.	<i>Irradiación de películas radiocrómicas.</i>	54
IV.	RESULTADOS	55
4.1.	<i>Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara pozo</i>	55
4.2.	<i>Calibración de la fuente de Co-60 en BATD</i>	57
4.3.	<i>Resultados de la verificación entre MCNP5 y HDRplus</i>	58
4.4.	<i>Resultados de la verificación entre FORTRAN90 y HDRplus</i>	72
4.5.	<i>Caracterización de las películas radiocrómicas.</i>	81
4.6.	<i>Calibración de las películas radiocrómicas</i>	81
4.7.	<i>Comparación dosimétrica con películas radiocrómicas.</i>	82
V.	CONCLUSIONES	83
APENDICE A		84
Determinación de Tasa de Dosis Absorbida en agua		84

APENDICE B	86
Software en el Código Fortran 90	86
APENDICE C	99
Archivo de entrada en MCNP5.....	99
VI. BIBLIOGRAFÍA.....	105

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ilustración del efecto fotoeléctrico [7].....	14
Figura 2. Ilustración del efecto Compton [7].	15
Figura 3. Ilustración de Producción de pares [7].	16
Figura 4. Ilustración del concepto de la energía impartida a un volumen elemental por radiación [10].....	17
Figura 5. Sistema de coordenadas usado para calculaciones en dosimetría de braquiterapia.....	23
Figura 6. Equipo Multisource HDR (BEBIG)	31
Figura 7. Unidad de Cobalto usado para tratamientos paliativos.....	31
Figura 8. Cámara de Ionización tipo Pozo PTW usada en Braquiterapia.	32
Figura 9. Aplicador Holder para la cámara pozo.	32
Figura 10. Fantoma MP1	33
Figura 11. Electrómetro PTW UNIDOS E	34
Figura 12. Fantoma de agua solida Euromechanics RW3	34
Figura 13. Posicionamiento de la cámara pozo.....	39
Figura 14. Vista esquemática de la fuente de Co-60 (MODELO Co0.A86)	41
Figura 15. Sistema de coordenadas para $Z > L/2$ y $X > 0$	47
Figura 16. Sistema de coordenadas para $Z < -L/2$ y $X > 0$	47
Figura 17. Sistema de coordenadas para $Z > L/2$ y $X < 0$	48
Figura 18. Sistema de coordenadas para $Z < -L/2$ y $X < 0$	49
Figura 19. Ventana de cálculo de dosis en FORTRAN.	50
Figura 20. Sistema experimental para la verificación de dosis.	53
Figura 21. Montaje experimental para la irradiación de la película EBT-3.	54
Figura 22. Ilustración del punto efectivo de la cámara pozo.	56
Figura 23. Hoja de cálculo para control de calidad en Braquiterapia.	58
Figura 24. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z > 0$).....	61
Figura 25. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z < 0$).....	63
Figura 26. Curvas de dosis en el plano XZ ($X > 0$).	65
Figura 27. Curvas de dosis en el plano XZ ($X < 0$).	67
Figura 28. Curvas de dosis en el plano XY ($Y > 0$).....	69
Figura 29. Curvas de dosis en el plano XY ($Y < 0$).....	71
Figura 30. Curvas de dosis en el plano ZX ($Z > 0$).....	73
Figura 31. Curvas de dosis en el plano ZX ($Z < 0$).....	74
Figura 32. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z > 0$).....	76

Figura 33. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z < 0$).....	77
Figura 34. Curvas de dosis en el plano XY ($X > 0$).....	79
Figura 35. Curvas de dosis en el plano XY ($X < 0$).....	80
Figura 36. Linealidad de la DO neta de las películas en el rango de 5 - 100 cGy.	81
Figura 37. Curva de calibración para la película en un rango de dosis 0 – 6.9 Gy.....	82
Figura 38. Cálculo para determinar la dosis absorbida en agua dada por la IAEA, siguiendo el protocolo TRS 398.....	85

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Lecturas para determinar el punto efectivo de la cámara pozo.....	56
Tabla 2. Tiempo que demora cada computadora en simular 10^9 historias.....	58
Tabla 3. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano YZ (+Z).....	60
Tabla 4. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano YZ (-Z).	62
Tabla 5. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XZ (+X).	64
Tabla 6. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XZ (-X).	66
Tabla 7. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XY (+Y).....	68
Tabla 8. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XY (-Y).....	70
Tabla 9. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano ZX.	72
Tabla 10. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano YZ.....	75
Tabla 11. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano YZ.....	78
Tabla 12. DO neta obtenida en un rango de dosis 0 – 6.9 Gy.....	81
Tabla 13. Comparación dosimétrica mediante MCNP5, FORTRAN y EBT-3.	82

I. INTRODUCCIÓN

El cáncer constituye una de las principales causas de muerte en el mundo. De acuerdo a la Vigilancia Epidemiológica de Cáncer, en los últimos años la carga de enfermedad por el cáncer se ha incrementado progresivamente con un mayor impacto en las poblaciones de menores recursos. La radioterapia, como herramienta para tratar el cáncer, tanto Teleterapia como Braquiterapia (BT) ha evolucionado con los avances científicos de la física y de la oncología [1].

El objetivo de la BT es administrar dosis altas de radiación al tumor, con dosis escasas a los tejidos normales de alrededor. Tiene el inconveniente de que sólo se puede emplear en el tratamiento de tumores pequeños y no irradia áreas linfáticas. Como ventaja frente a la radioterapia externa, los implantes radiactivos ofrecen la posibilidad de administrar una dosis alta al tumor, en un tiempo reducido, y a un volumen bien delimitado en torno al mismo, con exposición reducida de las estructuras o tejidos adyacentes [2].

Los equipos de carga diferida de BT de alta tasa de dosis (HDR) se han basado en fuentes de Ir-192, por sus características físicas y dosimétricas, Ir-192 fue la fuente por excelencia que mantuvo el monopolio durante mucho tiempo, hasta que en los últimos años se ha introducido al mercado la fuente de Co-60 con el equipo Multisource de la empresa BEBIG. Esta fuente tiene algunas ventajas, por ejemplo su tiempo de vida media de 5,27 años permite ampliar el tiempo de recambio en comparación de la fuente de Ir-192 que es de 73,8 días [3].

El programa de cálculo Monte Carlo MCNP, es uno de los más usados en la actualidad, para cálculos de transporte de neutrones, fotones y electrones. Se puede tratar geometrías

en tres dimensiones, tiene una fácil entrada de datos, acceso a las bibliotecas de datos nucleares, rica colección de técnicas de varianza, una estructura de tally muy flexible, fuente de criticidad, hacen que MCNP sea una herramienta muy versátil para ser usada en el campo de la física médica, protección radiológica, blindajes de radiación y muchos campos más [4].

GAFCHROMIC EBT-3 está diseñada para la medida de dosis absorbida de radiación ionizante, particularmente adecuada para fotones de alta energía. El rango dinámico de esta película es diseñado para un mejor desempeño en el rango de dosis desde 0.2 a 10 Gy, haciéndolas adecuadas para muchas aplicaciones en IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada), VMAT y BT [5].

Debido a que la dosimetría del formalismo TG-43 se realiza en un fantoma de medio uniforme (agua) y no se tuvieron en cuenta las inhomogeneidades como tejidos óseos y blandos, y ante la falta de programas de verificación independiente en los cálculos realizados por el TPS, el objetivo de este trabajo es verificar los valores de dosis determinados por la simulación hecha en MCNP, por el software elaborado utilizando el código FORTRAN 90 y por el método experimental usando películas radiocrómicas EBT-3, con los valores calculados en el TPS.

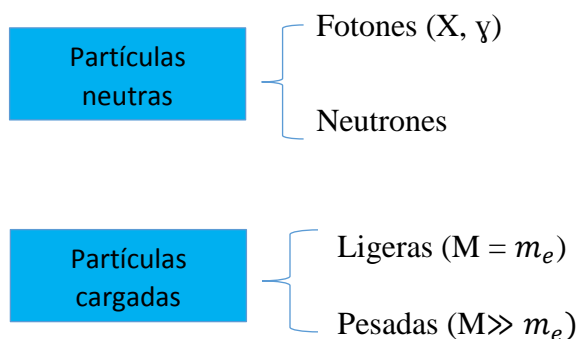
II. MARCO TEÓRICO

2.1. Conceptos fundamentales de la radiación

2.1.1. Radiación Ionizante.

Se denominan radiaciones ionizantes aquellas que son capaces de liberar electrones ligados en orbitales atómicos o moleculares, para lo que se requieren energías superiores a unos 10 eV.

Las radiaciones ionizantes se clasifican atendiendo en primer lugar a la carga eléctrica de las partículas (neutras o cargadas). La segunda característica relevante es la masa de las mismas.



A la radiación formada por partículas cargadas se la califica como directamente ionizante, mientras que se la denomina indirectamente ionizante si se trata de partículas neutras. Como veremos, la razón de esta nomenclatura reside en que la carga eléctrica determina el modo en que la radiación interacciona con los átomos [6].

2.1.2. Interacción de la Radiación Ionizante con la materia.

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen de tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones,...) de la energía con la que incide, del tipo de material y de su estado (densidad, estado físico,...).

Si la energía de la radiación incidente es suficientemente elevada producirá ionización en el material, es decir, arrancará electrones a los átomos, que a su vez podrán seguir ionizando. Se habla así de radiación primaria (incidente) y secundaria (electrones arrancados). Gran parte de los efectos de la radiación ionizante (ionización, excitación, disociación de moléculas,...) se deben a la radiación secundaria [7].

2.1.2.1. Interacción de los fotones con la materia.

La atenuación de un haz de fotones por el material absorbente es causada mayormente por tres tipos de interacción:

A. Efecto fotoeléctrico.

La energía del fotón se utiliza en parte para liberar al electrón de su ligadura al átomo y en parte para suministrarle energía cinética [8].

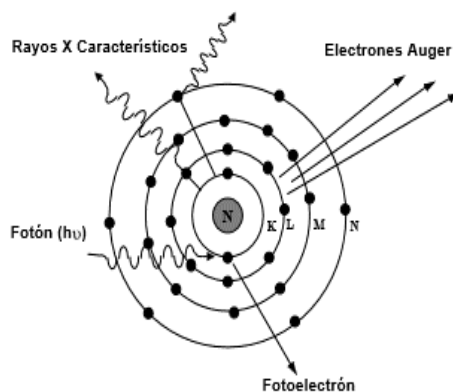


Figura 1. Ilustración del efecto fotoeléctrico [7].

B. Efecto Compton.

Compton supuso que el proceso de dispersión podía considerarse como una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre, conservándose en la colisión la energía y la cantidad de movimiento. Es decir, el fotón dispersado se mueve en dirección distinta a la del fotón primario y posee una cantidad de movimiento diferente (el electrón que dispersa el fotón debe retroceder con una cantidad de movimiento igual a la diferencia entre la del fotón incidente y la del dispersado) [9].

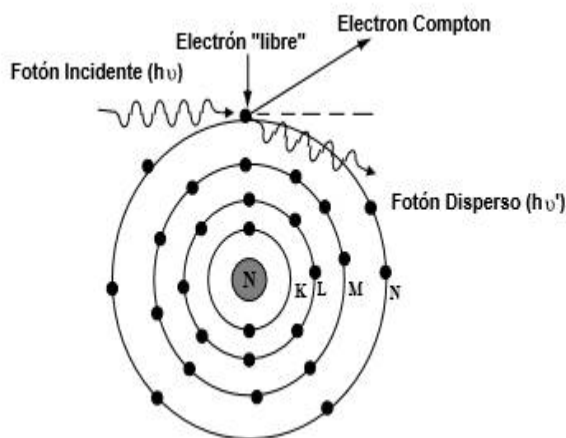


Figura 2. Ilustración del efecto Compton [7].

C. Producción de pares.

Ocurre para fotones con energía mayor de 1.02 MeV. El fotón desaparece y en su lugar aparece un electrón y un positrón. La energía cinética total de dichas partículas está dada por: $(h\nu - 1.02)$ MeV. El positrón cuando pierde toda su energía, se aniquila, dando lugar a dos fotones de 0.51 MeV cada uno, en direcciones opuestas.

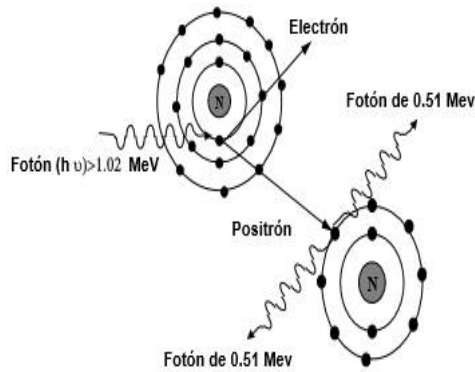


Figura 3. Ilustración de Producción de pares [7].

2.1.3. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia.

Cualquier evaluación numérica de la radiación ionizante requiere la formulación de magnitudes apropiadas. Esta ha sido y sigue siendo la tarea fundamental de ICRU (Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación). El informe 60 (ICRU, 1998a) es actualmente la última publicación que trata este tema [6].

A. Dosis absorbida (D).

ICRU define la dosis absorbida como la cantidad de $d\epsilon$ por dm , donde $d\epsilon$ es la energía media impartida por radiación ionizante a la materia de masa dm .

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad \text{Ecuación 1}$$

La unidad de dosis absorbida es el Gray la cual es 1 J por Kilogramo (JKg^{-1}); la unidad antigua es el rad la cual es 10^{-2} Gray [3].

B. Energía Impartida (ϵ).

Por radiación ionizante a la materia en un volumen finito es definida por ICRU como:

$$\epsilon = R_{in} + R_{out} + \sum Q \quad \text{Ecuación 2}$$

R_{in} , es la suma de las energías (excluyendo energías de masa en reposo) de todas aquellas partículas ionizantes cargadas y sin carga que entran al volumen (conocida como la energía radiante).

R_{out} , es la suma de las energías (excluyendo energías de masa en reposo) de todas aquellas partículas ionizantes cargadas y sin carga que salen del volumen.

$\sum Q$, es la suma de todas las cargas (disminuye: signo positivo, aumenta: signo negativo) de las energías de masa en reposo del núcleo y partículas elementales en alguna transformación nuclear que ocurrió en el volumen.

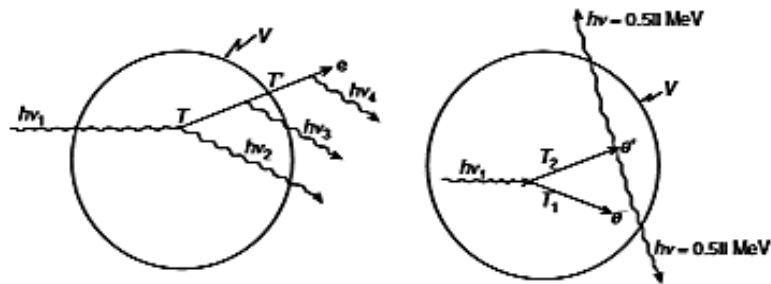


Figura 4. Ilustración del concepto de la energía impartida a un volumen elemental por radiación [10].

Notamos que la cantidad ϵ , es estocástica, aunque requerimos su valor medio, el cual es no-estocástico, en la definición de dosis absorbida [3].

C. Kerma (K).

Esta cantidad no estocástica es relevante solo para los campos de radiación indirectamente ionizante (fotones o neutrones) o para alguna fuente de radiación ionizante distribuido dentro del medio absorbente.

Las unidades de Kerma son las mismas que para dosis absorbida (Gy).

$$K = \frac{d(\varepsilon_{tr})_t}{dm} \equiv \frac{d(\varepsilon_{tr})}{dm} \quad \text{Ecuación 3}$$

$(\varepsilon_{tr})_t$, es el valor de expectativa de la energía transferida en el volumen finito.

Por ello el Kerma es el valor expectativo de la energía transferido a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo energías por perdida radiativa pero excluyendo la energía que pasa desde una partícula cargada a otra [[3],[10]].

2.2. Conceptos básicos de Braquiterapia

2.2.1. Braquiterapia.

La Braquiterapia es una modalidad de tratamiento radiante donde las fuentes radiactivas utilizadas para suministrar la dosis son colocadas cerca o en contacto con la región a tratar. La ventaja de usar braquiterapia es que permite concentrar la dosis en el volumen de interés decayendo drásticamente la irradiación a distancia, evitando la irradiación de grandes volúmenes de tejido sano que serían irradiados por teleterapia. Una de las desventajas de la braquiterapia es que solo es posible tratar volúmenes “pequeños” de tejido tumoral, es por ello que tiene mucho uso combinada con la teleterapia, pues permite tratar pequeñas persistencias tumorales después de haberse irradiado por vía externa con teleterapia [11].

Las fuentes utilizadas son y, sobre todo han sido, muy diversas, evolucionando en el tiempo por la mejora de condiciones de protección radiológica, actividad específica y optimización del implante. Las fuentes utilizadas inicialmente eran de Ra-226, habiéndose abandonado por los problemas de protección radiológica (energía alta y riesgo de contaminación), fue en la década de los años 50 cuando los radionúclidos producidos artificialmente como el Iridio-192, Cobalto-60, Iodo-125, Cesio-137, Oro-198, Paladio-103 entre otros empiezan a ser usados en la práctica clínica [12].

2.2.2. Tipos de Braquiterapia.

A. Por la forma de Aplicación.

Las fuentes son colocadas mediante aplicadores, por lo que tenemos: braquiterapia intracavitaria (el aplicador es introducido en una cavidad natural del cuerpo), braquiterapia intersticial (se colocan directamente en el tejido tumoral), braquiterapia intraluminal (es colocada en un lumen corporal o en tejidos circundantes) [13].

B. Por el método de carga.

Desde el inicio hasta la actualidad se han utilizado dos diferentes tipos de carga: Carga manual (es el primer tipo de carga que consistió en colocar manualmente las fuentes radiactivas en el tumor), Carga diferida (a la vez dividida en C. D. Manual en la que primero se aprobaba la colocación de los aplicadores para luego manualmente introducir las fuentes radiactivas y C. D. Remota donde la fuente era introducida en los aplicadores controladas electrónicamente por máquinas y de forma remota).

C. Por la duración de la aplicación.

Aquí las fuentes radiactivas se colocan mediante: implantes permanentes (la actividad del isótopo decae de manera paulatina) e implantes temporales (la fuente es colocada en el tumor o en su proximidad durante el tiempo necesario para luego ser retiradas).

D. Por la tasa de dosis.

Según ICRU: baja tasa de dosis “LDR” (de 0,4 a 2 Gy por hora), media tasa de dosis “MDR” (de 2 a 12 Gy por hora), alta tasa de dosis “HDR” (más de 12 Gy por hora, el tratamiento se lleva a cabo en régimen ambulatorio) [13].

2.3. Propiedades físicas de los isótopos usados en Braquiterapia

En la actualidad todos los isótopos usados en braquiterapia son producidos artificialmente en reactores nucleares, dando lugar a una gran variedad energética de rayos gamma, betas y neutrones. Todos son sellados en cápsulas de Titanio o acero inoxidable.

Entre los radionúclidos emisores de fotones utilizados en braquiterapia tenemos a Ra-226 (el cual ya no se utiliza), Cs-137, Ir-192, Au-198, I-125, Pd-103.

Entre los radionúclidos emisores beta utilizados en braquiterapia tenemos a Sr-90, P-32, Y-90.

Entre otros radionúclidos con aplicaciones potenciales en braquiterapia tenemos a:

Co-60:

El Cobalto 60 es un metal que se caracteriza por emitir energía en forma de rayos llamados gamma al decaer radiactivamente. Se lo obtiene a partir del Cobalto en su estado natural,

llamado Cobalto 59, exponiéndolo a un flujo de neutrones. Estos neutrones se pueden producir en gran cantidad en los reactores nucleares.

Este nucleído es usado en las máquinas de carga remota de dosis altas ya que se dispone de concentraciones de actividad de hasta 130 GBq mm^{-3} .

Co-60 emite rayos β de 0.318 MeV, y rayos gamma de 1.17 MeV y 1.33 MeV y tiene una vida media de 5,27 años [3].

2.4. Estudio del formalismo TG-43

2.4.1. Introducción.

En 1995, AAPM (Asociación Americana de Física Médica) publica un protocolo TG-43 introduciendo un nuevo formalismo de cálculo de dosis en Braquiterapia. Formalismos de cálculos anteriores se basaron en la actividad aparente (A_{app}), masa equivalente de Radio, constantes de tasa de exposición y coeficientes de atenuación de tejido. Por el contrario, TG-43 emplea constantes de tasas de dosis y otros parámetros dosimétricos que dependen del diseño de la fuente específica y se miden o calculan directamente para cada diseño de fuente.

En general, el protocolo TG-43 tiene resultados en mejoría significantes de estandarización tanto en metodologías de cálculo de dosis así como en la distribución de cálculo de dosis usada para la implementación clínica de braquiterapia [14].

2.4.2. Conceptos usados en el formalismo:

Fuente.- Material radiactivo encapsulado.

Fuente Puntual.- Aproximación dosimétrica por la cual la radioactividad es asumida para subtender unos puntos dimensionales con una distribución de dosis para ser simétricamente esférica a una distancia radial r dada.

Plano Transversal.- El plano transversal de una fuente cilíndricamente simétrica es el plano el cual es perpendicular al eje longitudinal de la fuente y biseca la distribución de radioactividad.

Fuente Lineal.- Aproximación dosimétrica mediante el cual la radioactividad es asumida para ser uniformemente distribuida a lo largo de una línea del segmento 1D con una longitud activa L .

Semilla.- Se define como una fuente de braquiterapia cilíndrica con una longitud activa L , o longitud efectiva $L_{eff} (\leq 0,5 \text{ cm})$.

2.4.3. Formalismo general 2D

La ecuación de la tasa de dosis bidimensional es la siguiente:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \times \Lambda \times \frac{g_L(r, \theta)}{g_L(r_0, \theta_0)} \times g_L(r) \times F(r, \theta) \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde:

r : Distancia (cm) desde el centro de la fuente activa al punto de interés.

r_0 : Distancia de referencia que se especifica a ser de 1 cm en este protocolo.

θ : Angulo polar especificando el punto de interés, $P(r, \theta)$, relativo al eje longitudinal de la fuente.

θ_0 : Angulo de referencia, define el plano transversal de la fuente y es especificado a ser 90° o $\pi/2$ rad.

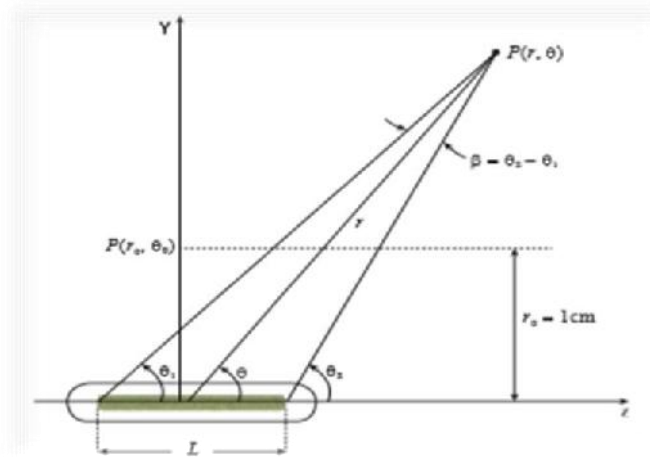


Figura 5. Sistema de coordenadas usado para calculaciones en dosimetría de braquiterapia

Las cantidades usadas en la ecuación son definidas de la siguiente manera:

A. Intensidad de Kerma en aire (S_K).

La intensidad de Kerma en aire tiene unidades de: $\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1 \text{ U}$

La intensidad de Kerma en aire, es la tasa de Kerma en aire $\dot{K}_\delta(d)$ en el vacío y debido a fotones de energías mayores que δ (energía de corte), en una distancia d (distancia desde el centro de la fuente al punto de interés), multiplicada por el cuadrado de la distancia.

B. Constante de tasa de dosis absorbida (Λ).

La definición de la constante de tasa de dosis absorbida en agua, Λ , es la relación de la tasa de dosis en la posición de referencia, $P(\mathbf{r}_0, \theta_0)$ y S_K . Λ tiene unidades de $\text{cG h}^{-1} \text{U}^{-1}$ que se reduce a cm^{-2} .

La constante de tasa de dosis depende tanto del modelo de radionúclido como del modelo de fuente.

C. Función de geometría ($G_L(\mathbf{r}, \theta)$).

El propósito de la función de geometría es mejorar la exactitud con la cual las tasas de dosis se pueden estimar por interpolación a partir de datos tabulados en puntos discretos. Físicamente, la función de la geometría no toma en cuenta la dispersión y la atenuación, y proporciona una corrección efectiva de la ley del inverso al cuadrado ($1/r^2$) basada en un modelo aproximado de la distribución espacial de la radiactividad dentro de la fuente. El informe AAPM TG-43U1 recomienda el uso de modelos de fuentes puntuales y lineales que dan lugar a las siguientes funciones geométricas:

Aproximación para una fuente puntual

$$G_P(\mathbf{r}, \theta) = r^{-2} \quad . \quad \text{Ecuación 5}$$

Aproximación para una fuente lineal

$$G_L(\mathbf{r}, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{if } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{if } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{Ecuación 6}$$

Donde β es el ángulo, en radianes, subtendido por los extremos de la fuente lineal hipotética con respecto al punto de cálculo, $P(\mathbf{r}, \theta)$.

D. Función de dosis radial ($g_X(r)$).

La función de dosis radial, explica la caída de dosis en el plano transversal debido a la atenuación y dispersión de fotones, excluyendo la caída incluida por la función de geometría. Es definida por la ecuación y es igual a la unidad en $r_0 = 1$ cm.

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)} \quad \text{Ecuación 7}$$

E. Función de anisotropía ($F(r, \theta)$).

La función de anisotropía 2D, está definida como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad \text{Ecuación 8}$$

La función de anisotropía, $F(r, \theta)$, describe la variación de la dosis en función del ángulo polar respecto al plano transversal [14].

2.4.4. Limitaciones del TG-43.

Hoy en día, la mayoría de los sistemas de planificación de tratamientos de braquiterapia se basan en las recomendaciones del formalismo de cálculo de dosis del TG-43. Los datos tabulados que incluyen los parámetros TG-43 de las fuentes de braquiterapia que se obtienen experimental o teóricamente, se utilizan como datos de entrada de los programas de planificación de tratamiento. Los parámetros del TG-43 se obtienen colocando la fuente en el centro de un fantoma homogéneo de agua de volumen fijo, sin considerar la dispersión y atenuación de los fotones en otros tejidos, el tamaño del fantoma y los efectos de blindaje del aplicador. Tales limitaciones afectarían el resultado de los programas de planificación del tratamiento. Se recomienda que estos factores se tomen en consideración tanto como sea posible, aplicando algunos factores de corrección [15].

A. La dosimetría del fantoma.

Los parámetros TG-43 de una fuente de braquiterapia se obtienen en un fantoma de agua homogéneo, pero en casos clínicos reales, las fuentes de braquiterapia se localizan dentro de los tejidos de los pacientes. Los diferentes coeficientes de absorción de masa, dispersión de radiación y atenuaciones en materiales con diferentes composiciones alteran la distribución de dosis en comparación con el agua.

B. Inhomogeneidades.

De acuerdo con el formalismo de cálculo de la dosis de TG-43, la dosimetría se realiza en un fantoma de medio uniforme (agua) y no se tuvieron en cuenta las inhomogeneidades como tejidos óseos y blandos. Existen algunos sitios de implantes como cabeza y cuello y pulmón en los que las inhomogeneidades existentes son importantes y cambiarían los parámetros de dosimetría de la fuente de braquiterapia.

C. Tamaño del fantoma.

En casos clínicos reales, las fuentes de braquiterapia no se colocan exactamente en el centro del cuerpo del paciente. A veces la fuente radiactiva se coloca cerca del contorno del paciente, y este cambio en la condición de dispersión dentro del fantoma, tendría efectos significativos en los parámetros TG-43 de las fuentes.

Los porcentajes de diferencia en los parámetros de TG-43 son altamente afectados por la energía de los fotones emitidos por las fuentes de braquiterapia y la cantidad de tejido que falta (el tamaño del fantoma) [15].

2.5. Código Monte Carlo del transporte de radiación

2.5.1. El Método Monte Carlo.

El método Monte Carlo es un método numérico que mediante la simulación de variables aleatorias permite resolver problemas matemáticos, cuya característica común es la utilización de números generados aleatoriamente. Esta herramienta es una buena opción para problemas de índole estocástica, o que pueden plantearse en términos estocásticos.

Este método tiene dos peculiaridades, la primera consiste en elaborar un programa que realiza una prueba aleatoria en la cual se repite N veces y se toma el promedio de todos los experimentos. La segunda consiste en que el error es proporcional a $\sqrt{D/N}$, donde D es una constante y N es el número de pruebas. En general el método Monte Carlo es un método universal que permite la solución de problemas matemáticos [[16],[17],[18]].

2.5.2. El código MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code System).

Es un programa de cálculo de transporte de neutrones, fotones y electrones acoplados al Método Monte Carlo, con energía continua, dependiente del tiempo, con potente geometría de tres dimensiones y capacidad de modelar una fuente. MCNP fue desarrollado en el Laboratorio Nacional de los Álamos. [18].

2.5.3. El método Monte Carlo en MCNP.

Monte Carlo se puede utilizar para duplicar teóricamente un proceso estadístico (por ejemplo, la interacción de las partículas nucleares con materiales) y es particularmente útil para los problemas complejos que no se pueden modelar por códigos informáticos que utilizan métodos deterministas. Además los eventos probabilísticos individuales que

componen un proceso se simulan de forma secuencial. Por lo tanto en forma general, la simulación se realiza en un ordenador digital, porque el número de ensayos necesarios para describir adecuadamente el fenómeno suele ser bastante grande [18].

La historia o trayectoria de una partícula es vista como una secuencia aleatoria de desplazamiento libres que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía y puede generar partículas secundarias. Este proceso consiste en seguir a cada una de las partículas de un conjunto numeroso de ellas, desde una fuente definida, a través de su vida hasta su desaparición del sistema, como la absorción o el escape del sistema, etc. En cada paso de la vida de la partícula se utilizan distribuciones de probabilidades, para determinar la salida de la partícula en ese paso [[17],[18]].

III. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Equipos y materiales

3.1.1. Fuentes de radiación gamma de Co-60.

A. Fuente de Braquiterapia.

En este trabajo se hizo uso principalmente del equipo MULTISOURCE HDR que es un sistema de 20 canales especialmente diseñado para la realización de BT de tipo intraluminal, intracavitario, intraoperativo, intersticial o tratamientos de superficie de forma segura y confiable.

BEBIG ofrece la única fuente miniaturizada de Cobalto 60 para tratamiento con Alta Tasa de Dosis. La fuente de Co-60 tiene una energía promedio de 1,25 MeV.



Figura 6. Equipo Multisource HDR (BEBIG)

B. Unidad de Teletterapia.

La unidad de Co-60 usada para la calibración de las películas radiocrómicas es una máquina montada isocéntricamente que permite girar el haz alrededor del paciente con una distancia fuente-eje (DFE) determinada. Sus componentes principales son: la fuente radiactiva, el cabezal, el estativo, la mesa y el pupitre de control.



Figura 7. Unidad de Cobalto usado para tratamientos paliativos.

3.1.2. Equipamiento dosimétrico

A. Cámara Pozo.

Las cámaras de ionización para la calibración de la fuente de Braquiterapia son de tipo pozo, es decir, cavidades cilíndricas que tienen un soporte especial revestido en poliespuma, donde la fuente a ser calibrada es introducida. La función de la poliespuma es el aislamiento térmico del volumen sensible de la cámara y de las propias paredes,

debido a que la exposición de la fuente en su interior produce una cantidad de calor que precisa ser disipada, en caso contrario alguna parte de la cara puede sufrir daños. La cámara Pozo utilizada para la dosimetría es del fabricante PTW – Freiberg con un volumen de 200 cm^3 [20].



Figura 8. Cámara de Ionización tipo Pozo PTW usada en Braquiterapia.

B. Holder.

Es un aplicador insertado a la cámara de ionización tipo pozo con un diámetro de rango de 1,8 mm a 3,2 mm.



Figura 9. Aplicador Holder para la cámara pozo.

C. La cuba o tanque de agua MP1.

Es un fantoma pequeño, ideal para la medición de dosis en profundidad (para determinar calidades de haces) y dosis absoluta. Además el MP1 está equipado con un mecanismo de movimiento preciso y una pantalla digital que indica la posición del

detector. El rango del movimiento del detector puede ser de 254 mm verticalmente y 320 mm x 370 mm horizontalmente [21].

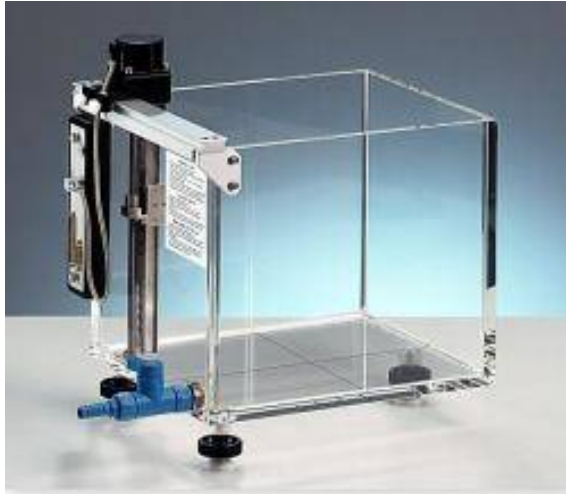


Figura 10. Fantoma MPI

D. Cámara de ionización PTW Farmer.

El modelo de la cámara usada es 30013, una cámara estándar impermeable utilizada para dosimetría absoluta de fotones y electrones. Este tipo de cámara es de construcción robusta, ya que el material de la pared es de grafito con una cubierta protectora de acrílico y el electrodo está hecho de aluminio. Esta cámara tiene un volumen sensible de $0,6 \text{ cm}^3$.

E. Barómetro y termómetro.

LUFFT OPUS 20 es barómetro de precisión y termómetro que se utiliza para determinar los factores de corrección de la densidad del aire para la dosimetría absoluta. El rango de medición es de 0° C a 50° C , y la resolución de la escala es de $0,2^\circ \text{ C}$.

F. Electrómetro.

El electrómetro utilizado para realizar las pruebas experimentales fue el dosímetro universal UNIDOS E del fabricante PTW – Freiberg, que mide la corriente y la carga, o la dosis y la tasa de dosis con una resolución máxima de 1 fA o 10 fC.



Figura 11. Electrómetro PTW UNIDOS E

G. Fantoma de agua solida RW3.

Para el desarrollo de este trabajo se ha hecho uso del fantoma de agua solida Euromechanics RW3 (cuya área superficial de cada “slab” (bloque) es de 300 mm x 300 mm, espesor de 10 mm y densidad másica de 1,045 g/cm³), este fantoma será usado para hacer medidas de dosis, para ello se colocara la cámara de ionización en el adaptador que tiene el fantoma.

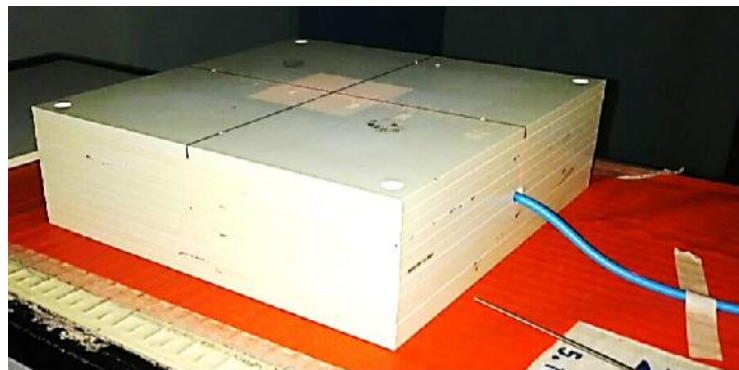


Figura 12. Fantoma de agua solida Euromechanics RW3

H. Películas radiocrómicas.

Algunas de las ventajas de la dosimetría con películas radiocrómicas, son: composición cercana al tejido equivalente, alta resolución espacial, alto rango de dosis, relativamente baja dependencia energética, insensible a la luz visible (aunque exhiben algo de sensibilidad a la luz ultravioleta y temperatura) y sin necesidad de proceso químico. En particular la película radiocrómica Gafchromic EBT3 tiene las siguientes características:

- ✓ Tamaño de hojas de 8''x10''.
- ✓ Rango de dosis de hasta 10 Gy con el canal rojo; > 40 Gy con el canal verde.
- ✓ Cercano al tejido equivalente.
- ✓ Alta resolución espacial

La estructura de las películas EBT3 se muestra en la siguiente figura:

Base de polyester, 100 μ m
Capa activa, 28 μ m
Base de polyester, 100 μ m

I. Escáner Epson Expression 11000 XL.

Para digitalizar la película radiocrómica se hace uso de un escáner. El escáner usado es el Escáner Epson Expression 11000 XL. Este es un escáner de imagen a color tipo flatbed equipado con una unidad de transparencia para películas, mide las 29 componentes en color rojo, verde y azul de la película en una profundidad de color de 16 bits por canal.

3.1.3. Equipamiento Computacional

A. Sistema de Planificación de Braquiterapia.

El sistema de planificación utilizado es HDRplus 2.6.5.0 y se entrega con una interface para la planificación del tratamiento bajo un ambiente Windows que hace fácil y rápida la planificación cubriendo todas las áreas posibles incluyendo la planificación en línea para tratamiento de próstata. Una de las muchas características es el link DICOM RT para la planificación de tratamientos externos (TPS), además permite seleccionar aplicadores y colocarlos directamente en imágenes de rayos X o CT/MR/US. También permite realizar cálculos rápidos y exactos, eliminando el tiempo gastado en reconstrucciones del respectivo aplicador.

B. Software MCNP5.

El código usado para la simulación de la fuente de Co-60 es MCNP5, el cual es un programa de cálculo del transporte de neutrones, fotones y electrones con la técnica Monte Carlo, para diversas aplicaciones. Este programa contiene un visual Editor, el cual ayudó a la programación de la simulación, a la visualización de la geometría tanto en dos y tres dimensiones, la visualización de la trayectoria de partículas, la visualización gráfica de tallies y sección transversal, por último la ejecución de las partículas.

C. Fortran 90.

El lenguaje de programación utilizado para realizar cálculos basados en el formalismo TG-43 y de alguna forma realizar una verificación independiente al sistema de planificación de Braquiterapia es Fortran 90, el cual es en muchos aspectos una modernización compatible del lenguaje fortran 77, además un compilador de fortran 90 es apto para compilar en cualquier plataforma del código fortran 77 sin errores.

D. Computadoras.

Para la simulación se hizo uso de una computadora y dos laptops. La computadora tiene un procesador Intel(R) Core(TM) i5-4440M CPU @ 3.10GHz, memoria RAM de 4GB, con sistema operativo de 64bits y windows 10. La primera laptop tiene un procesador Intel(R) Core(TM) i3-2370M CPU @ 2.40GHz, memoria RAM de 2GB, con sistema operativo de 64bits y windows 8.1 Pro. La segunda laptop tiene un procesador Intel(R) Core(TM) i5-4200M CPU @ 2.50GHz, memoria RAM de 8GB, con sistema operativo de 64bits y windows 7.

E. Programa ImageJ.

El ImageJ es una herramienta muy interesante para el procesamiento de imágenes. Se pueden hacer operaciones muy sencillas sobre imágenes como ajustar el contraste, transformar una imagen de color en una imagen blanco y negro. Además es un programa que puede leer muchos formatos de imagen incluyendo TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS y 'raw'. Es un multiprocesador, por lo que las operaciones de tiempo como la lectura de archivos de imagen se pueden realizar en paralelo con otras operaciones.

Puede calcular las estadísticas de áreas y valores de píxeles de las selecciones definidas por el usuario. Puede medir distancias y ángulos. Puede crear histogramas de densidad y trazos de perfil de línea. Soporta funciones estándar de procesamiento de imágenes tales como manipulación de contraste, nitidez, suavizado, detección de bordes y filtrado mediano.

La calibración espacial está disponible para proporcionar mediciones dimensionales del mundo real en unidades tales como milímetros. También está disponible la calibración de densidad o escala de grises [22].

3.2. Metodología

3.2.1. Calibración de la fuente de Co-60 para BATD.

Para realizar correctamente las mediciones y calcular las dosis en el TPS, primero se calibró la fuente de Braquiterapia. Para dicha calibración se hizo uso de la cámara de ionización tipo pozo, el holder y el electrómetro.

A. Posicionamiento de la cámara pozo.

El correcto posicionamiento de una cámara de ionización siempre es muy importante en la dosimetría de equipos de Braquiterapia de alta tasa de dosis y sus respectivos controles de calidad.

Posicionamos la cámara pozo a 1m del piso y de las paredes, observando el punto de referencia de la cámara e introducimos el holder apropiado en su interior. El catéter que conecta la cámara de ionización (mediante el holder) al irradiador no tiene que quedar ni muy estirado ni muy curvado.



Figura 13. Posicionamiento de la cámara pozo.

B. Pruebas de corriente de fuga.

Se realizó una rápida prueba de fuga, programando una irradiación de 1 minuto y se registró la lectura obtenida en el modo de carga. Después de 10 minutos se registra nuevamente una nueva lectura, por lo que, el valor de la corriente de fuga fue el valor de la substracción de las dos lecturas, dividido entre el tiempo de realización entre ellas.

C. Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara pozo.

Para determinar la posición de lectura máxima de la cámara de ionización, programamos posiciones de parada de la fuente contando a partir del fondo de la cámara (extremo del catéter) hasta una posición que sea mayor que la profundidad de la cámara en pasos de 0.25 cm.

Identificamos la posición de máxima lectura de la cámara pozo, utilizando el electrómetro en modo de corriente.

D. Calibración de la fuente.

Para determinar la tasa de dosis se calibró anteriormente la fuente, por lo que se colocó la fuente en posición de lectura máxima de la cámara pozo con un tiempo de parada de 30 segundos.

Utilizando el electrómetro en modo de corriente, se registran cinco lecturas a una tensión de colección de +400 y +200 V. También se registran dos lecturas de temperatura y presión.

3.2.2. Simulación de la fuente de Co-60 en el programa MCNP.

A. Geometría de la fuente.

En el presente trabajo se desarrolló un modelo de la fuente de Co-60 en el programa Monte Carlo N-Particle que permitió simular la dosis entregada por la fuente de Co-60 modelo Co 0.A86.

El diseño de la fuente mostrada en la fig.14 está constituida por un núcleo activo cilíndrico, centrado en el origen con radio de 0.25 mm y 3.5 mm de largo. El núcleo activo está cubierto por una capsula cilíndrica de acero inoxidable de radio exterior de 0.5mm, un radio interior de 0.35 mm y 5 mm de largo. El material que se encuentra entre la capsula y el núcleo radiactivo es aire. La capsula está unida a un cable de acero por medio de una soldadura del mismo material [23]. Cabe señalar que la geometría de la fuente descrita es un nuevo diseño, y es similar tanto en materiales como en diseño a la antigua fuente de Co-60 modelo GK60M21 [24].

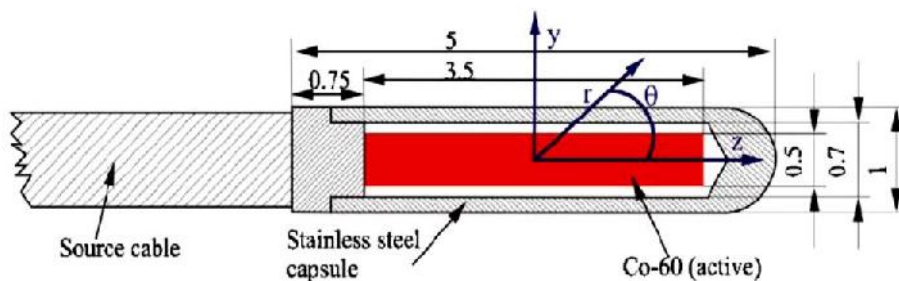


Figura 14. Vista esquemática de la fuente de Co-60 (MODELO Co0.A86)

La fuente se simuló dentro y en el centro de un cubo con agua, por lo tanto, el origen de coordenadas en la simulación es el centro de dicha fuente.

B. Tarjeta Superficie.

La geometría en MCNP5 se ingresa por medio de las tarjetas superficie y celda.

Para la tarjeta superficie utilizamos planos perpendiculares a los ejes X, Y y Z; tres cilindros en el eje X; un cono en el eje X (para el diseño de punta en la fuente) y esferas (que serán utilizadas para el registro de los tallies y una para la capsula de la fuente). Las respectivas claves son PX, PY, PZ, CX, KX, SX y S.

C. Tarjeta Celda.

La tarjeta celda está compuesta por: las celdas que construyen la fuente, las celdas para el cálculo de dosis, la celda que contiene las partes exteriores de las celdas mencionadas pero dentro del cubo y la última celda que es el exterior del universo (cubo) . Los materiales a usarse en esta tarjeta son cobalto-60 (con densidad 8.9 g/cm^3), aire (con densidad $0.00120484 \text{ g/cm}^3$), agua (con densidad 1 g/cm^3) y acero inoxidable (con densidad 8.02 g/cm^3).

D. Tarjeta Modo.

En nuestro caso usamos el modo de transporte de fotones y electrones, debido a que el material radiactivo que usamos se desintegra emitiendo rayos gamma (fotones) y rayos beta (electrones).

E. Tarjeta Importancia.

La tarjeta que usamos para la técnica de reducción de varianza es la tarjeta importancia (IMP), que toma en cuenta la importancia de cada celda en la simulación.

F. Tarjeta Materiales.

El porcentaje de cada elemento que componen a cada material se muestra a continuación. Para el material n°1 le corresponde: 100% de Co-60; para el material n°2 le corresponde: 2% de Mn, 1% de Si, 17% de Cr, 12% de Ni y 68% de Fe; el material n°3 le corresponde: 79% de N y 21% de O y al material n°4 le corresponde: 66.67% de H y 33.33% de O.

G. Tarjeta Fuente.

La fuente está constituida por un cilindro de núcleo radiactivo cuyo radio es 0.25 mm como se muestra en la figura 14. Para obtener el diseño de una fuente cilíndrica, la posición de la fuente se consideró en el punto $(-0.175, 0, 0)$ cm, con una distribución radial desde 0 hasta 0,25 mm y la extensión igual a la longitud activa de la fuente (desde 0 hasta 3,5 mm). La energía de la fuente se consideró como una distribución debido a las 2 energías a la cual se desintegra el Co-60 (1.173 y 1.332 MeV), las probabilidades para esta distribución son 0.999 y 0.998 respectivamente [[25],[26]].

H. Tarjeta Tally.

El cálculo de dosis puntual, se realizó en un volumen esférico de radio 0.1 mm, como se especificó en la geometría, por lo que consideramos una esfera como un punto. Los puntos de cálculo son en el eje transversal “Z” variando el eje Y cada 0.5 cm $(-5 \text{ cm} \leq Y \leq 5 \text{ cm})$, en el eje transversal “Y” variando el eje X cada 0.5 cm $(-5 \text{ cm} \leq X \leq 5 \text{ cm})$ y en el eje longitudinal “X” variando el eje Z cada 0.5 cm $(-5 \text{ cm} \leq Z \leq 5 \text{ cm})$.

Para estos cálculos hacemos uso de la tarjeta F6 que permite calcular la energía depositada en unidades de MeV/g.

I. Tarjeta divisora de segmento.

La tarjeta divisora de segmento (SD) permite ingresar el volumen, el área o la masa de la celda. En nuestro caso ingresamos el volumen de cada celda donde se registró la dosis. Como todas las celdas tienen el mismo radio de 0.1 mm, el valor del volumen es $4.188790205 \times 10^{-6} \text{ cm}^3$.

J. Tarjeta multiplicadora de tally.

Para convertir los resultados en Gray (Gy) hacemos uso de la tarjeta multiplicadora de tally FM. Considerando la actividad de la fuente (31.92 GBq), el factor de conversión de MeV/g a J/Kg (Gy) (1.602×10^{-10}), las dos energías del Co-60 y el tiempo de irradiación (300 s) [25]. Enseguida mostramos lo que se hizo para convertir las unidades de MeV/g a unidades de Gray (Gy).

F6 (MeV/g):

$$D \left(\frac{\text{MeV}}{\text{g}} \right) = TALLY \text{ F6} \left(\frac{\text{MeV}}{\text{g}} \times \frac{1.602 \times 10^{-13} \text{ J}}{1 \text{ MeV}} \times \frac{10^3 \text{ g}}{1 \text{ Kg}} \right) \quad \text{Ecuación 9}$$

$$D(\text{Gy}) = 1.602 \times 10^{-10} \times TALLY \text{ F6} (\text{Gy}) \quad \text{Ecuación 10}$$

La fórmula que acabamos de encontrar es para una partícula, ya que el MCNP por medio de la tarjeta F6 calcula la probabilidad de que una partícula deposite su energía en una determinada celda. Por lo tanto multiplicamos este resultado con el número de desintegraciones que emite la fuente.

$$N = A(\text{Bq}) \times t(\text{s}) \quad \text{Ecuación 11}$$

$$N = 31.92 \times 10^9 \text{ Bq} \times 300 \text{ s} \quad \text{Ecuación 12}$$

Remplazamos la ecuación doce en la ecuación diez:

$$D(\text{Gy}) = 1.602 \times 10^{-10} \times 31.92 \times 10^9 \times 300 \times TALLY\ F6\ (\text{Gy}) \quad \text{Ecuación 13}$$

Pero esta ecuación es solo para una energía por lo tanto multiplicamos a la ecuación trece por dos:

$$D(\text{Gy}) = 2 \times 1.602 \times 10^{-10} \times 31.92 \times 10^9 \times 300 \times TALLY\ F6\ (\text{Gy}) \quad \text{Ecuación 14}$$

$$D(\text{Gy}) = 3.0681504 \times 10^3 \times TALLY\ F6\ (\text{Gy}) \quad \text{Ecuación 15}$$

Por lo tanto la constante 3.0681504×10^3 se ingresa en la tarjeta FM.

K. Tarjeta PRDMP.

En este caso la tarjeta imprime resultados y vuelca información al archivo RUNTPE cada 10^8 historias, además graba información de tallys en un archivo MCTAL al terminar el cálculo (10^9 historias). Esto se hizo, con el motivo de observar que a mayor número de partículas ejecutadas los resultados son mejores.

L. Impresión de salida de las tablas.

La usamos para imprimir todas las tablas sin excepción alguna.

M. Número de partículas.

El número de partículas a ejecutarse fue de 10^9 . Los valores de dosis obtenidos cuando termina la ejecución de partículas, son comparados con los datos del TPS.

3.2.3. Elaboración del software para la verificación de dosis.

Para realizar una verificación dosimétrica, se elaboró un software mediante el lenguaje de programación FORTRAN 90, el cual utilizando el formalismo TG-43 e ingresando los datos necesarios, calculara valores de dosis, los cuales serán comparados con los valores de dosis del software de planeación (TPS).

El valor S_K en la planificación es 9767.02 U, la constante de tasa de dosis A es 1.087 cGy/Hr/U.

Ya que el cálculo de la dosis puntual se hace en un plano, en este trabajo se consideraron tres planos: “ZX”, “ZY” y “YX”.

Se calculó la dosis en puntos a lo largo del eje Z, manteniendo constante el eje X tanto en sentido negativo y positivo.

1.- El radio es calculado por:

$$r = \sqrt{x^2 + z^2} \quad \text{Ecuación 16}$$

2.- Para calcular la función de geometría primero debemos de calcular los ángulos

$\theta_1, \theta_2, \beta$ y θ , sabiendo que L/2 es 0.175 cm. En el plano ZX:

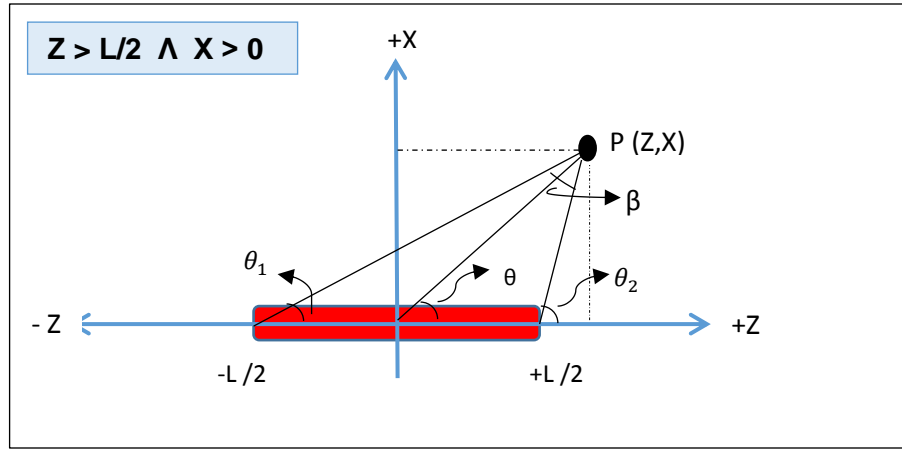


Figura 15. Sistema de coordenadas para $Z > L/2$ y $X > 0$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(x/(z + 0.175)) \quad \text{Ecuación 17}$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}(x/(z - 0.175)) \quad \text{Ecuación 18}$$

$$\theta = \tan^{-1}(x/z) \quad \text{Ecuación 19}$$

$$\beta = \theta_2 - \theta_1 \quad \text{Ecuación 20}$$

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta) \quad \text{Ecuación 21}$$

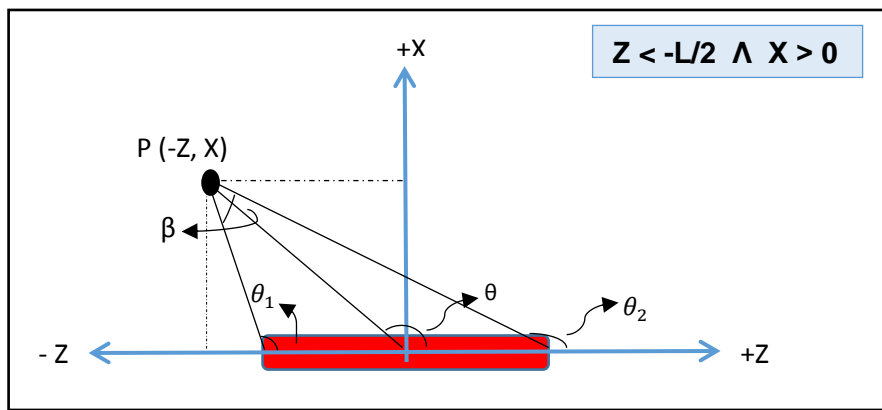


Figura 16. Sistema de coordenadas para $Z < -L/2$ y $X > 0$

$$\theta_1 = \pi + \tan^{-1}(x/(z + 0.175))$$

Ecuación 22

$$\theta_2 = \pi + \tan^{-1}(x/(z - 0.175))$$

Ecuación 23

$$\theta = \pi + \tan^{-1}(x/z)$$

Ecuación 24

$$\beta = \theta_2 - \theta_1$$

Ecuación 25

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta)$$

Ecuación 26

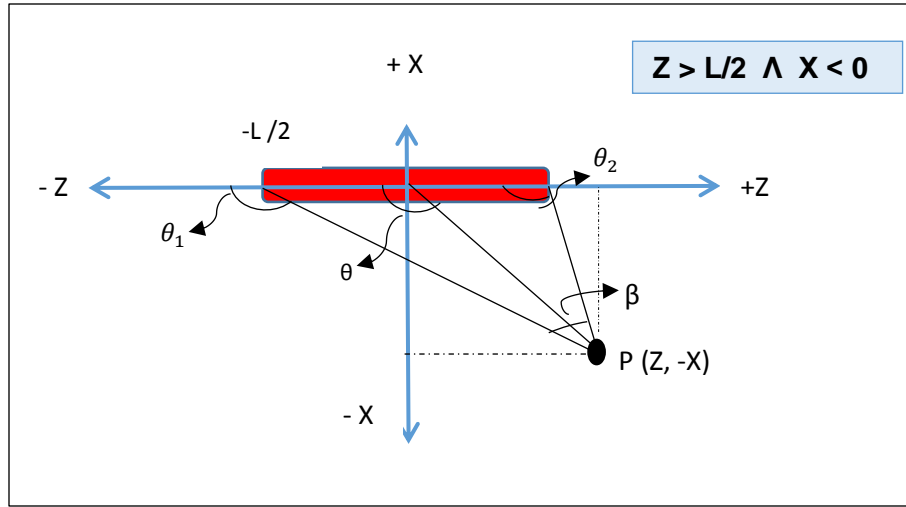


Figura 17. Sistema de coordenadas para $Z > L/2$ y $X < 0$

$$\theta_1 = \pi + \tan^{-1}(x/(z + 0.175))$$

Ecuación 27

$$\theta_2 = \pi + \tan^{-1}(x/(z - 0.175))$$

Ecuación 28

$$\theta = \pi + \tan^{-1}(x/z)$$

Ecuación 29

$$\beta = \theta_1 - \theta_2$$

Ecuación 30

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta)$$

Ecuación 31

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta)$$

Ecuación 32

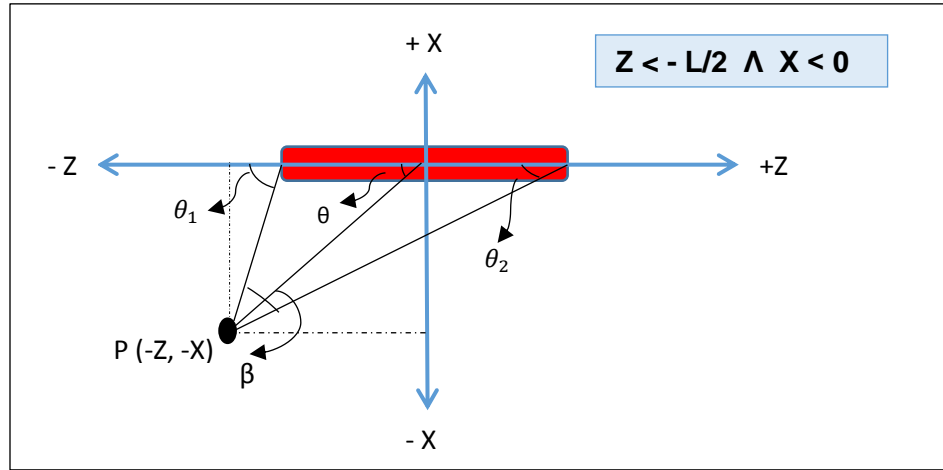


Figura 18. Sistema de coordenadas para $Z < -L/2$ y $X < 0$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(x/(z + 0.175)) \quad \text{Ecuación 33}$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}(x/(z - 0.175)) \quad \text{Ecuación 33}$$

$$\theta = \tan^{-1}(x/z) \quad \text{Ecuación 34}$$

$$\beta = \theta_1 - \theta_2 \quad \text{Ecuación 35}$$

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta) \quad \text{Ecuación 36}$$

$$G_L = \beta / (0.35 \times R \times \sin \theta) \quad \text{Ecuación 37}$$

Los mismos cálculos se realizan en el plano YZ y YX.

La función radial y de anisotropía se calculó mediante método de interpolación cuyos datos se ingresaron en fortran y como notamos en la figura, tenemos que ingresar los valores de la intensidad de kerma en aire “S_K (U)”, la constante de tasa de dosis Λ (cGy/hU), el tiempo de irradiación “t(min)” y el punto (Xcm;Ycm;Zcm) en el cual se quiere hacer el cálculo.

3.2.4. Dosimetría con Películas Radiocrómicas (PRC).

La película radiocrómica GAFCHROMIC EBT3 de dosimetría proporciona mejoras significativas en el rendimiento con respecto a la película EBT2. Mientras que la capa activa en las dos películas es la misma, EBT3 tiene un sustrato de poliéster especial que impide la formación de los patrones de interferencia de los anillos de Newton en las imágenes adquiridas mediante escáneres planos. También la estructura de la película EBT3 es simétrica y elimina la necesidad con EBT2 de seguir la pista de qué lado de la película se colocó en el escáner. GAFCHROMIC EBT3 (del lote No. NJ07470) está disponible en dos tamaños 8''x10'' (tamaño utilizado en este trabajo) y 14''x17''. EBT3 está dirigido a la medición de dosis en radioterapia de haz externo, radiocirugía y braquiterapia.

Las películas radiocrómicas se cortaron en piezas de 4 cm x 6 cm, el corte se realizó un día antes de la irradiación de las películas y se almacenaron cada una en un sobre para evitar ralladuras entre ellas.

El protocolo usado para escanear las películas fue Devic et al., por lo que se escanearon las piezas de la película 5 veces antes de irradiarla y después de irradiarla[27]. Así se obtiene la lectura de transmisión del escáner como las desviaciones estándar, estos valores fueron determinados para cada pieza de película como un valor de pixel promedio sobre el ROI elegido. El ROI (Región de interés) utilizado para analizar las películas fue de 1 cm x 1 cm para optimizar los resultados durante la caracterización de las películas[28].

La orientación de la película con respecto a la barra de escaneo es muy importante al escanear una película porque de cierta forma interfiere al revisar los valores de pixel (VP),

el fabricante reportó que la orientación vertical (portrait) tiene una mayor respuesta que la orientación horizontal (landscape).

El escáner tiene una respuesta espectral que está en relación con la absorbancia de la película, donde el rango de los canales rojo y verde está relacionados con los de la película, por ello cuando se escanea a color una película, se prefiere el canal rojo ya que es más sensible que los demás.

La DO neta según el protocolo de Devic et al., se calcula mediante la siguiente ecuación 39 [27].

$$DO_{neta} = DO_{irradiada} - DOno_{irradiada} \quad \text{Ecuación 38}$$

A. Caracterización de las películas radiocrómicas.

Linealidad:

Una de las pruebas para la caracterización de las películas es la respuesta lineal a bajas dosis, por lo que se utilizó la unidad de Co-60 para irradiar las películas en un rango de 5–100 cGy para una DFS de 95 cm y profundidad de 5 cm.

Otras pruebas que se realizan en la caracterización de las películas son la dependencia energética y dependencia con la tasa de dosis, debido a que nuestro trabajo se realiza en el área de Braquiterapia con una fuente de Co-60 no se requirió necesaria realizar dichas pruebas.

B. Calibración de las películas radiocrómicas.

Se utilizó una unidad de Co-60 para irradiar las piezas de la película a diferentes niveles de dosis. Las condiciones de irradiación fueron: la posición del gantry en 0°, la rotación

del colimador en 0° , tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, distancia fuente-superficie (DFS) de 95 cm, distancia fuente-isocentro de 100 cm. La cámara cilíndrica Farmer 30013 y cada pieza de la película radiocrómica se colocó en la misma posición (a 5 cm de la superficie).

Bouchard et al., recomienda 12 valores de dosis como mínimo incluyendo una pieza sin irradiar (0 Gy) para obtener mayor precisión. [[28],[29]]

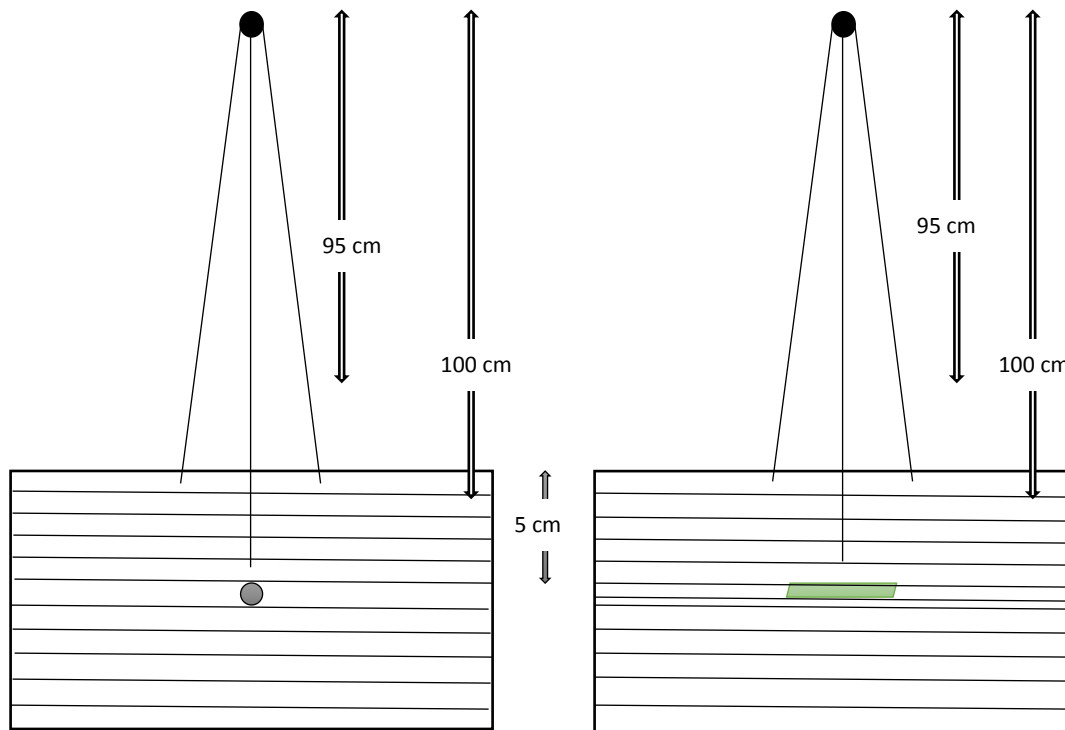


Figura 20. Sistema experimental para la verificación de dosis.

Cada pieza de la película irradiada se almacenó en un sobre a temperatura menor de 25°C , después de dos días consiguiendo la estabilidad relativa las películas se escanearon. Se realizó el calentamiento del escáner cinco veces antes de escanear las películas, las piezas de la película se colocaron en la orientación Landscape y se escanearon en un grupo de cuatro piezas guardando las imágenes en formato Tiff.

Para el análisis de las imágenes escaneadas se utilizó el software ImageJ, con el que se midió la intensidad de los píxeles en el ROI seleccionado posicionado en el centro de la película extrayendo la información del canal rojo. El valor de intensidad de transmisión de luz cero (*VP* fondo), el cual caracteriza la señal de fondo del escáner, fue medido con una pieza opaca de la película en la misma posición de ROI donde fueron escaneadas las películas no irradiadas e irradiadas.

Para establecer una relación entre la densidad óptica de la película escaneada y el valor de la dosis asociado a este, se escoge una función de ajuste teniendo en cuenta que no debe tener ningún punto de inflexión en el ROI [28].

C. Irradiación de películas radiocrómicas.

Se creó una planificación en el TPS con las condiciones de tratamiento programadas para un paciente y mediante un montaje experimental que constaba de un fantoma de agua se colocó la película EBT-3 a una distancia de un centímetro de la fuente. En la película se estudió las dosis real entregada según la planificación creada, además de esta manera experimental se validó la simulación creada en MCNP 5 y el software elaborado en FORTRAN 90.

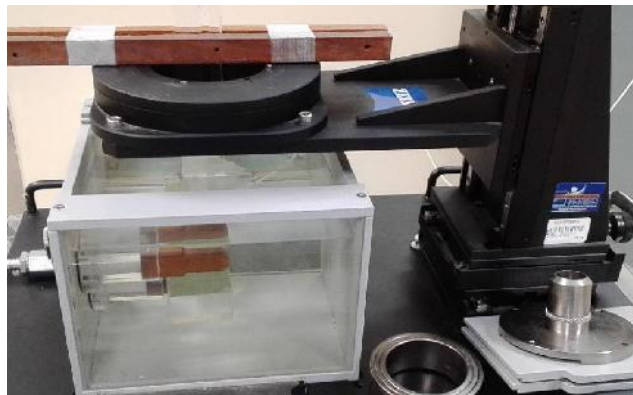


Figura 21. Montaje experimental para la irradiación de la película EBT-3.

IV. RESULTADOS

4.1. Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara pozo

Distancia(cm)	Lectura 1(nA)	Lectura 2(nA)	Lectura promedio(nA)
0,500	6,23	6,23	6,230
0,750	6,27	6,27	6,270
1,000	6,44	6,43	6,435
1,250	6,66	6,66	6,660
1,500	6,81	6,80	6,805
1,750	7,01	7,00	7,005
2,000	7,13	7,13	7,130
2,250	7,30	7,29	7,295
2,500	7,40	7,39	7,395
2,750	7,53	7,53	7,530
3,000	7,61	7,62	7,615
3,250	7,72	7,72	7,720
3,500	7,79	7,79	7,790
3,750	7,87	7,87	7,870
4,000	7,92	7,91	7,915
4,250	7,97	7,98	7,975
4,500	8,00	8,01	8,005
4,750	8,04	8,04	8,040
5,000	8,06	8,05	8,055
5,250	8,07	8,07	8,070
5,500	8,08	8,07	8,075
5,750	8,07	8,06	8,065
6,000	8,05	8,05	8,050
6,250	8,02	8,02	8,020
6,500	8,00	7,99	7,995
6,750	7,94	7,95	7,945
7,000	7,90	7,89	7,895
7,250	7,82	7,81	7,815
7,500	7,76	7,75	7,755
7,750	7,65	7,65	7,650
8,000	7,57	7,56	7,565
8,250	7,42	7,43	7,425
8,500	7,32	7,32	7,320
8,750	7,15	7,16	7,155
9,000	7,03	7,04	7,035

9,250	6,83	6,83	6,830
9,500	6,69	6,69	6,690
9,750	6,46	6,46	6,460
10,000	6,30	6,30	6,300
10,250	6,03	6,03	6,030
10,500	5,84	5,84	5,840
10,750	5,55	5,55	5,550
11,000	5,35	5,36	5,355

Tabla 1. Lecturas para determinar el punto efectivo de la cámara pozo.

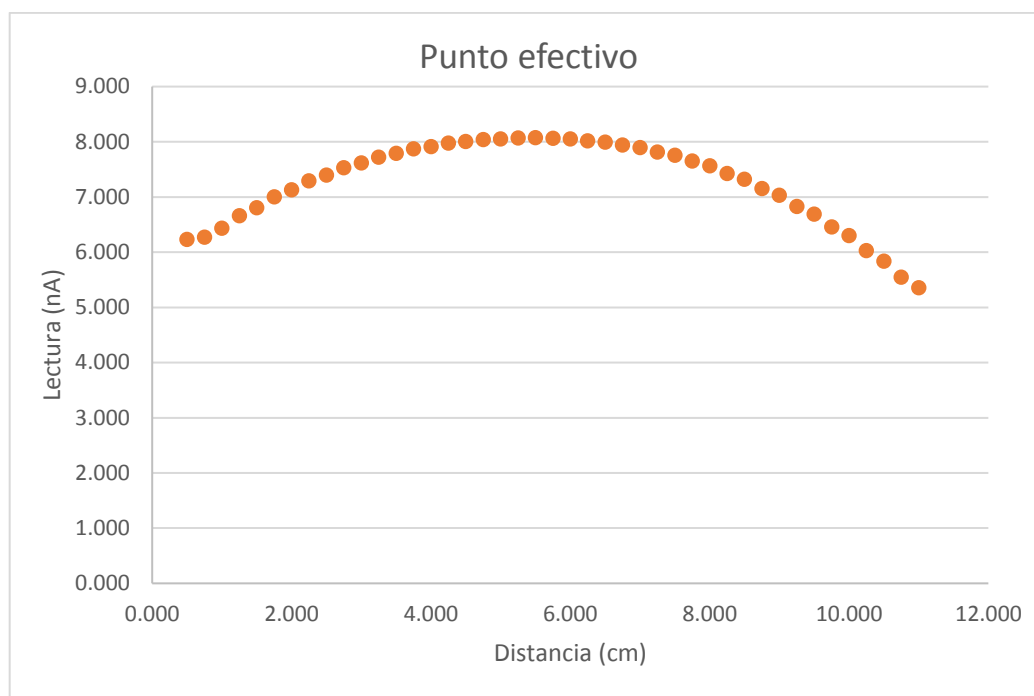


Figura 22. Ilustración del punto efectivo de la cámara pozo.

4.2. Calibración de la fuente de Co-60 en BATD

CONTROL DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA - INEN			
AUDITORIAS DE CALIDAD		FECHA: 3/3/17 15:45	Co-60
FUENTE DE COBALTO-60			
Institución:		INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLASICAS	
Unidad de Tratamiento:		MULTISOURCE- BEBIG - Co 60	
ASPECTOS DOSIMÉTRICOS			
1 - Datos de la Fuente de Co ⁶⁰ y del Conjunto Dosimétrico			
Datos de la fuente (certificado):			
No. de Série:	BB-AC333	FECHA:	29/3/10 0:00
		$T^{1/2} =$	1925,4 días
Tasa de Kerma en aire (K_{R0}):	2,457 cGy h ⁻¹ a 1m	Actividad aparente (A_0):	80 GBq
			2,17 Ci
Decaimiento para la fecha actual:			
Decaimiento para el día:	3/3/17 15:45	Días transcurridos:	2531,66
$K_R = K_{R0} \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^{\circ} \text{días} / T^{1/2}}$	0,9876 cGy h ⁻¹ a 1m	$A = A_0 \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^{\circ} \text{días} / T^{1/2}}$	32,27 GBq
			0,87 Ci
Datos del conjunto dosimétrico:			
Electrómetro:	PTW UNIDOS E REF T10008	$k_{ele} =$	1,000 nC/ue
Cámara Pozo:	PTW REF TM 33004	$N_{KR} =$	1,201E+06 Gy m ² h ⁻¹ A ⁻¹
Certificado de calibración:	$T_0 =$ 21 °C	$P_0 =$	1013,25 mbar
2 - Prueba de Corriente de Fuga			
Posicione la cámara pozo, a la distancia mínima de 1 m del piso y de las paredes.			
Utilice el aplicador de pulmón o de esófago. Programar el tiempo efectivo de parada de la fuente para 10s.			
Tensión	L1 (nC)	L2 (nC)	ΔT (min)
V = +400 V	482,50	482,60	1
L1 (nA)	Fuga (nA)	Condición	
48,255	0,002	OK	
3 - Determinación de la Posición de Lectura Máxima de la Cámara Pozo			
Posición	Posición (cm)	Lectura (nA)	
1	8,00	7,57	
2	7,50	7,76	
3	7,00	7,90	
4	6,50	8,00	
5	6,00	8,05	
6	5,50	8,08	
7	5,00	8,06	
8	4,50	8,01	
9	4,00	7,92	
10	3,50	7,79	
11	3,00	7,62	
12	2,50	7,40	
13	2,00	7,13	
14	1,50	6,81	
Paso:	0,50 cm	Pos. Inicial:	8,0 cm
Posición de Referencia: 5,50 cm			

4 - Calibración de la Fuente de Co⁶⁰ para Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis

Cámara pozo calibrada con fuente de Co-60
Coloque la fuente en la posición de lectura máxima de la cámara pozo: 5,5 cm
Tiempo nominal de parada de la fuente: 30 s

Tensión	L1	L2	L3	L4	L5	Promedio	SD%
V = +400 V	8,05	8,05	8,05	8,05	8,05	8,05	0,00
V = +200 V	8,04	8,03	8,04	8,05	8,04	8,04	0,09

nA

	L1	L2	Promedio
P (mbar):	992,20	992,30	992,25
T (°C):	21,5	21,0	21,25

$A_{ion} = 1,000$ $k_s = 1,000$

$k_{p,T} = 1,022$

Conversión de unidades de presión: 747,5 mmHg 996,58 mbar (hPa)

Determinación de la Tasa de Referencia de Kerma en Aire:

$K_R = L_1 \times k_{p,T} \times N_{KR} \times k_{ele} \times k_s = 0,98852 \text{ cGy m}^2 \text{ h}^{-1}$

Desvío (%)	Condición
0,09	OK

Determinación de la Actividad Aparente:

$A = K_R / \Gamma_\delta = 32,30 \text{ GBq}$
 0,87 Ci

Desvío (%)	Condición
0,10	OK

Figura 23. Hoja de cálculo para control de calidad en Braquiterapia.

4.3. Resultados de la verificación entre MCNP5 y HDRplus

Para esta verificación se realizaron siete archivos de entrada en MCNP5, en donde se calculó la dosis en 630 puntos simulando para 10^9 historias, cuyos resultados se obtuvieron en el tiempo mostrado en la tabla 2.

	Core-i5 de 3.10GHz	Core-i5 de 2.50GHz	Core-i3 de 2.40GHz
Tiempo de computo (días)	6,0453	6,4909	8,5518

Tabla 2. Tiempo que demora cada computadora en simular 10^9 historias.

Al culminar la simulación se calculó el error entre los puntos del MCNP5 y los del TPS, llegando a observar que el 88.41% de los puntos tiene un error $< 4\%$, el 11.43% de los puntos un error de 4-10% y un solo punto con error de 12.43%.

Estos resultados conllevaron a crear un archivo de entrada en donde se realizó el cálculo de la dosis para los puntos con errores mayores al 4%. Para esta simulación se duplico el número de historias (2×10^9) para lograr mejores resultados.

Luego de obtener los resultados de la última simulación se observó que el 92.69% de los puntos tiene un error $< 4\%$, el 6.19% de los puntos un error de 4-6%, el 0.95% de los puntos un error de 6-9% y un solo punto con error de 9.3%.

Los resultados que se muestran a continuación son los datos obtenidos de toda la simulación.

En el plano YZ, para Z=1:

Radio	0.01cm
X	0
Y	VARIABLE
Z	1

POSICION	MCNP5		HDRPLUS	ERROR
	TALLY F6			
Y(cm)	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO	DOSIS(Gy)	MCNP5 Y HDRPLUS
-5	0,3221400	0,024	0,321	0,355%
-4,5	0,403064	0,0305	0,396	1,784%
-4	0,485770	0,0278	0,499	2,651%
-3,5	0,637201	0,0245	0,645	1,209%
-3	0,880481	0,0208	0,862	2,144%
-2,5	1,178630	0,0181	1,198	1,617%
-2	1,726850	0,0152	1,751	1,379%
-1,5	2,670330	0,0121	2,713	1,573%
-1	4,478360	0,0094	4,433	1,023%
-0,5	7,103760	0,0075	7,114	0,144%
0	8,755930	0,0068	8,895	1,563%
0,5	7,116470	0,0075	7,114	0,035%
1	4,392500	0,0095	4,433	0,914%
1,5	2,714810	0,0121	2,713	0,067%
2	1,767370	0,0149	1,751	0,935%
2,5	1,161730	0,0182	1,198	3,028%
3	0,852452	0,0212	0,862	1,108%
3,5	0,646021	0,0243	0,645	0,158%
4	0,487293	0,0278	0,499	2,346%
4,5	0,394115	0,0307	0,396	0,476%
5	0,310043	0,0345	0,321	3,413%

Tabla 3. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano YZ (+Z).

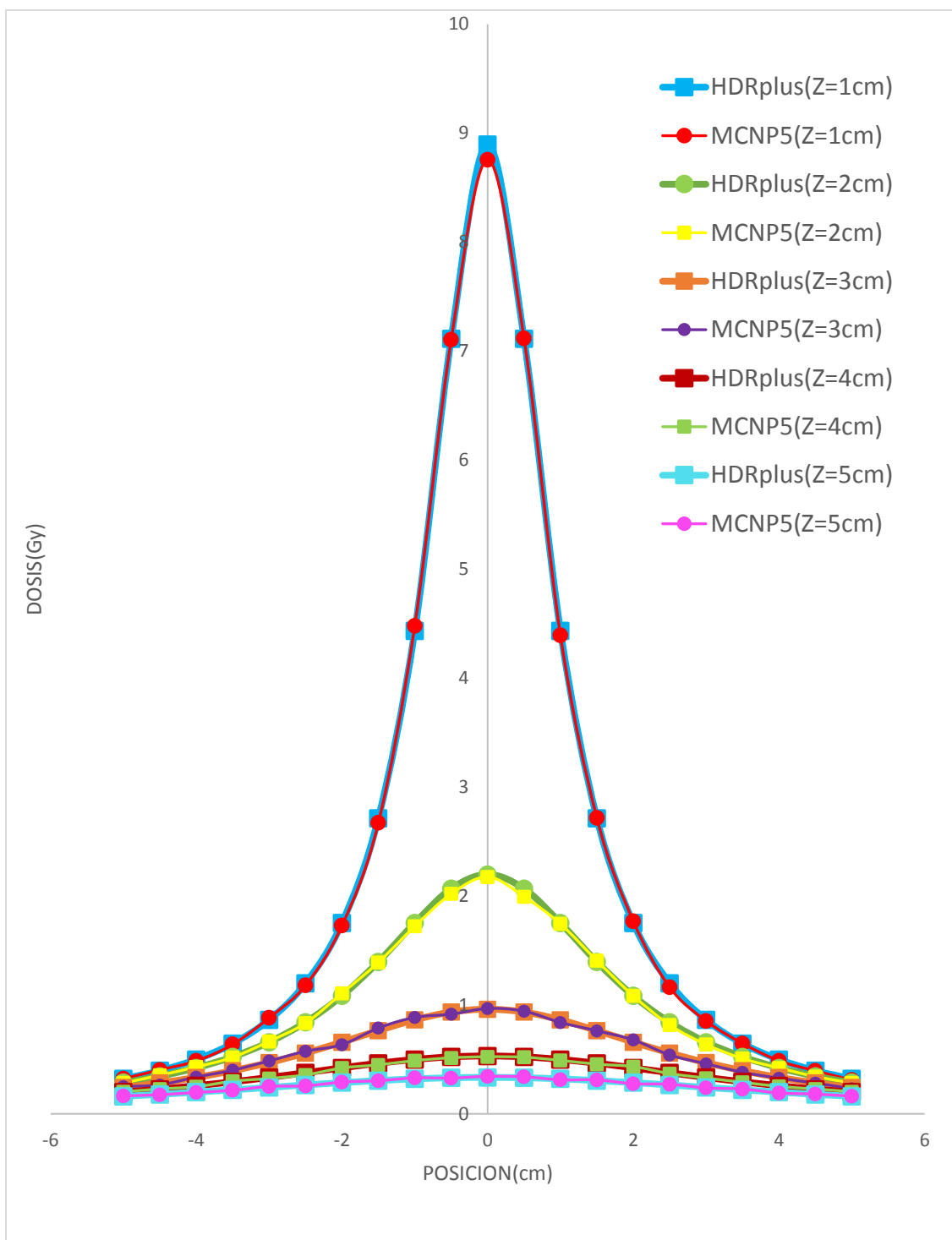


Figura 24. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z > 0$).

En el plano YZ, para Z = -1:

radio	0.01cm
X	0
Y	VARIABLE
Z	-1

POSICION	MCNP5 TALLY F6		HDRPLUS DOSIS(Gy)	ERROR MCNP5 Y HDRPLUS
	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO		
"Y(cm)"				
-5	0,3122621	0,0396	0,321	2,722%
-4,5	0,3928104	0,0357	0,396	0,805%
-4	0,4930156	0,0321	0,499	1,199%
-3,5	0,620517	0,0286	0,645	3,796%
-3	0,8415651	0,0248	0,862	2,371%
-2,5	1,234612	0,0205	1,198	3,056%
-2	1,7362318	0,0173	1,751	0,843%
-1,5	2,7634487	0,0138	2,713	1,860%
-1	4,4749148	0,0109	4,433	0,946%
-0,5	7,0698532	0,0087	7,114	0,621%
0	8,9088097	0,0078	8,895	0,155%
0,5	6,9166093	0,0088	7,114	2,775%
1	4,4371676	0,0109	4,433	0,094%
1,5	2,6715104	0,014	2,713	1,529%
2	1,6972573	0,0175	1,751	3,069%
2,5	1,1682276	0,021	1,198	2,485%
3	0,8324431	0,0249	0,862	3,429%
3,5	0,633748	0,0281	0,645	1,745%
4	0,5042969	0,0314	0,499	1,062%
4,5	0,3864005	0,0359	0,396	2,424%
5	0,3298685	0,039	0,321	2,763%

Tabla 4. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano YZ (-Z).

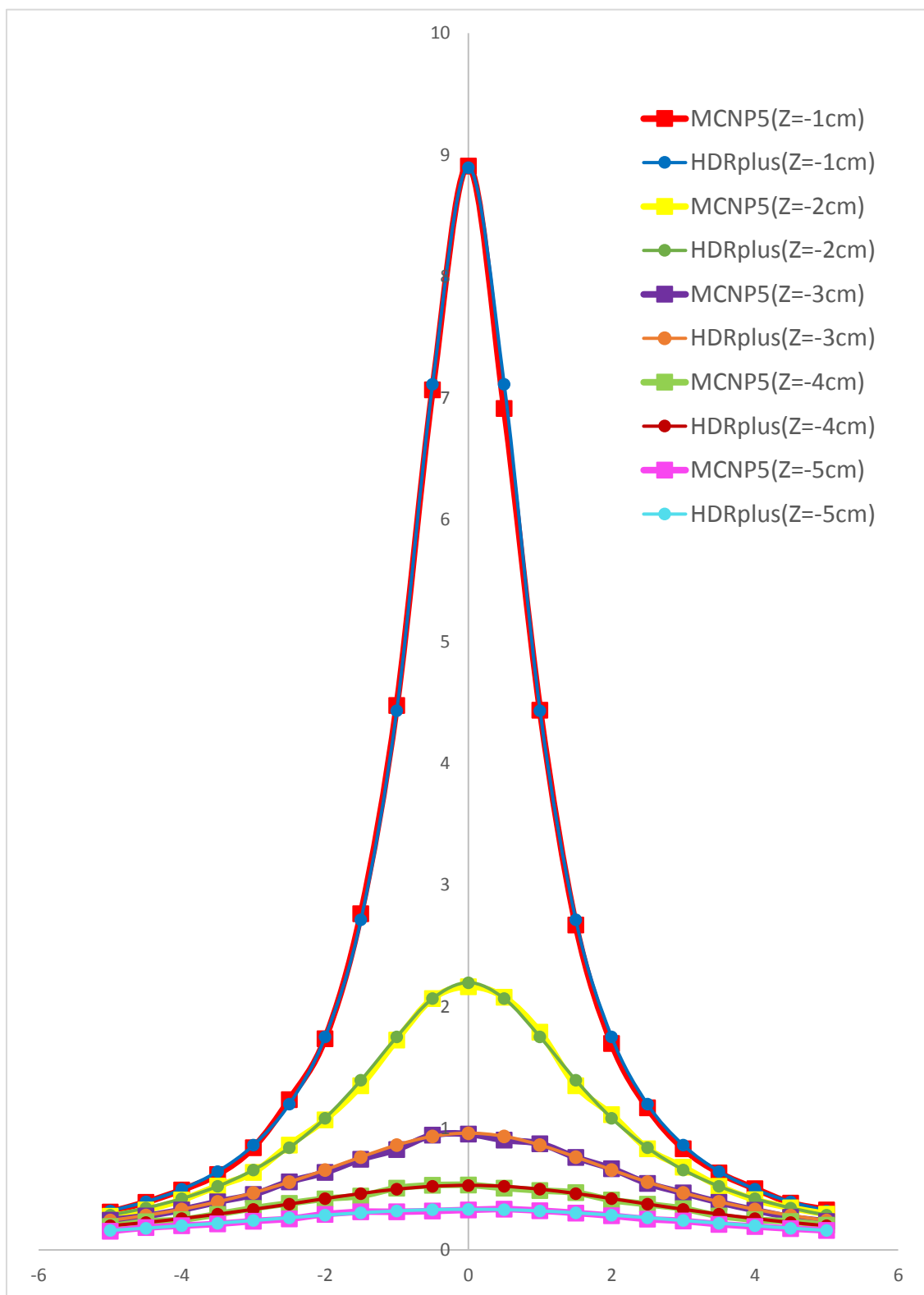


Figura 25. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z < 0$).

En el plano XZ, para X = 1:

Radio	0.01cm
X	1
Y	0
Z	VARIABLE

POSICION	MCNP5		HDRPLUS	ERROR
	TALLY F6			
"Z(cm)"	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO	DOSIS(Gy)	MCNP5 Y HDRPLUS
-5	0,3193890	0,0342	0,321	0,502%
-4,5	0,3701270	0,032	0,396	6,534%
-4	0,5082210	0,0274	0,499	1,848%
-3,5	0,6593940	0,0241	0,645	2,232%
-3	0,8822630	0,0209	0,862	2,351%
-2,5	1,2222500	0,0179	1,199	1,939%
-2	1,7324400	0,015	1,752	1,116%
-1,5	2,6810800	0,0121	2,718	1,358%
-1	4,3367400	0,0096	4,461	2,785%
-0,5	7,1908100	0,0074	7,217	0,363%
0	8,6207400	0,0068	8,745	1,421%
0,5	7,1303100	0,0075	7,217	1,201%
1	4,4119400	0,0095	4,461	1,100%
1,5	2,7314300	0,012	2,718	0,494%
2	1,7668700	0,0149	1,752	0,849%
2,5	1,2467200	0,0176	1,199	3,980%
3	0,8599440	0,0211	0,862	0,239%
3,5	0,6586280	0,0241	0,645	2,113%
4	0,4891160	0,0278	0,499	1,981%
4,5	0,3984190	0,0308	0,396	0,611%
5	0,3122880	0,0349	0,321	2,714%

Tabla 5. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XZ (+X).

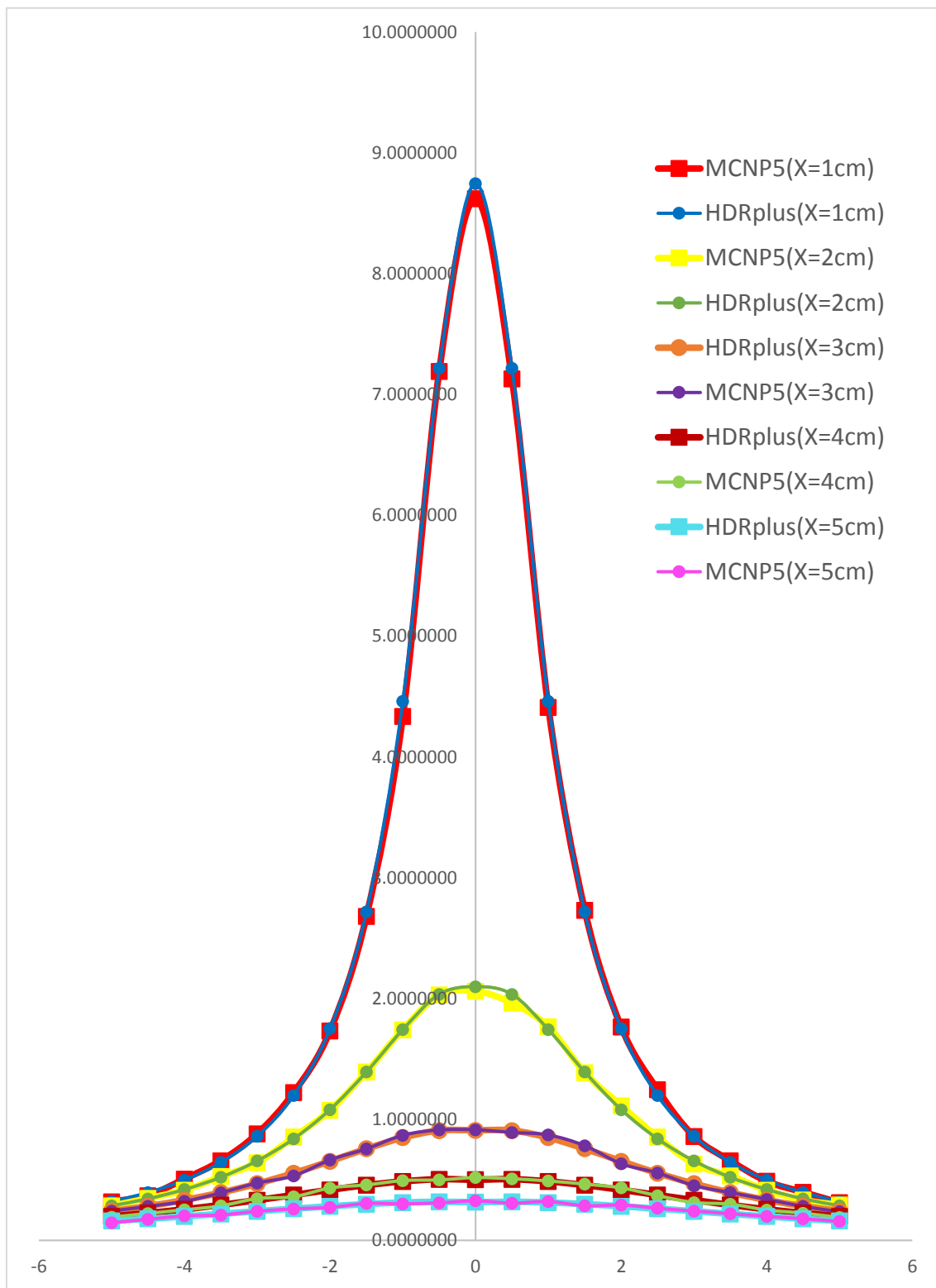


Figura 26. Curvas de dosis en el plano XZ ($X>0$).

En el plano XZ, para X = -1:

Radio	0.01cm
X	-1
Y	0
Z	VARIABLE

POSICION	MCNP5 TALLY F6		HDRPLUS DOSIS(Gy)	ERROR MCNP5 Y HDRPLUS
	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO		
-5	0,3283190	0,0341	0,321	2,2801%
-4,5	0,3905480	0,0309	0,396	1,3768%
-4	0,5128650	0,0270	0,499	2,7786%
-3,5	0,6274990	0,0249	0,645	2,7133%
-3	0,8817320	0,0209	0,862	2,2891%
-2,5	1,2047000	0,0179	1,199	0,4754%
-2	1,7891400	0,0148	1,753	2,0616%
-1,5	2,7419400	0,0120	2,722	0,7325%
-1	4,3498900	0,0095	4,469	2,6652%
-0,5	7,2095600	0,0074	7,225	0,2137%
0	8,5654500	0,0068	8,45	1,3663%
0,5	7,1720800	0,0075	7,225	0,7325%
1	4,4308300	0,0095	4,469	0,8541%
1,5	2,6999700	0,0121	2,722	0,8093%
2	1,7392400	0,0150	1,753	0,7849%
2,5	1,1600000	0,0182	1,199	3,2527%
3	0,8374170	0,0216	0,862	2,8519%
3,5	0,6397380	0,0244	0,645	0,8158%
4	0,5015910	0,0274	0,499	0,5192%
4,5	0,3911600	0,0310	0,396	1,2222%
5	0,3131980	0,0344	0,321	2,4305%

Tabla 6. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XZ (-X).

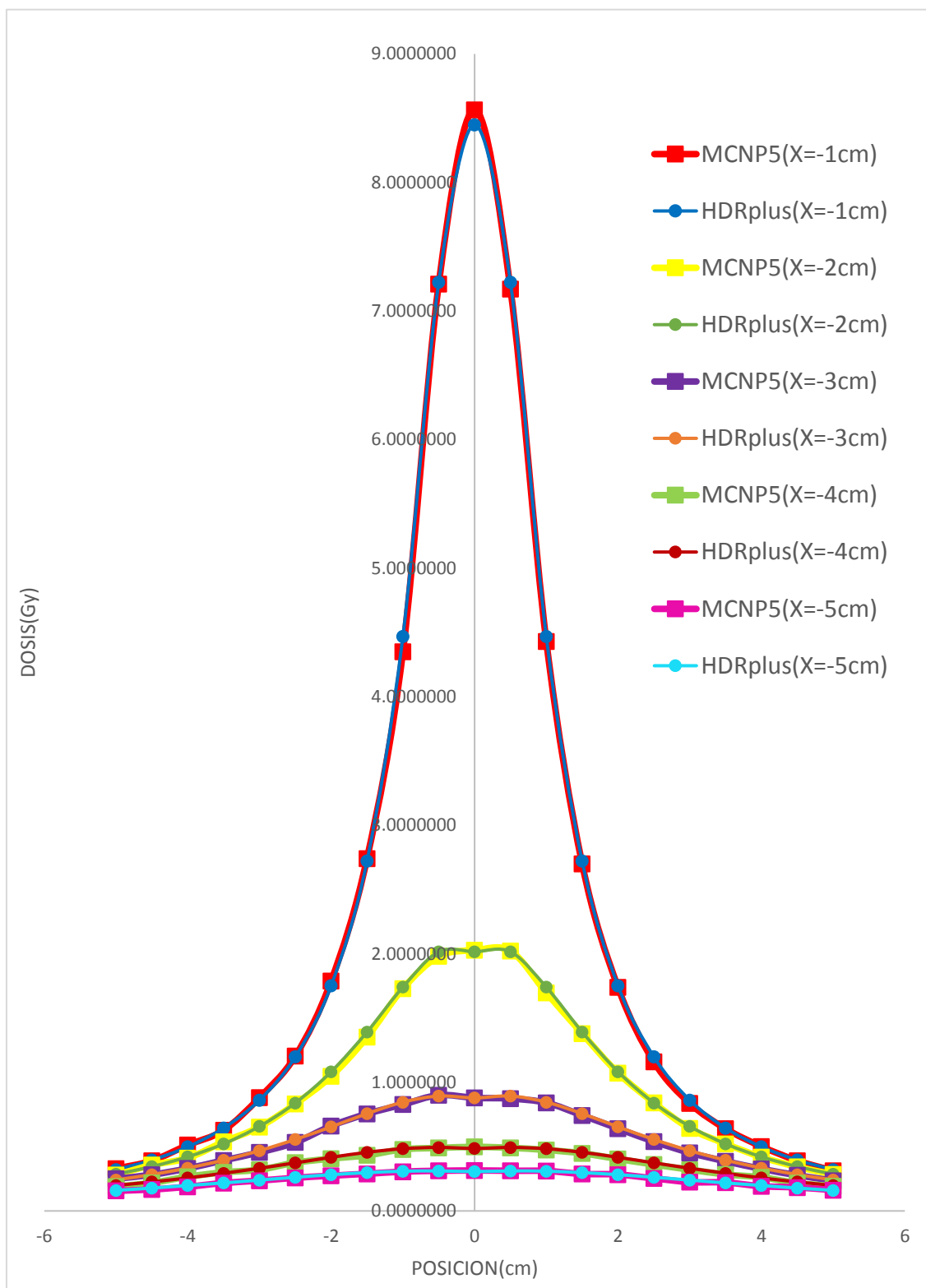


Figura 27. Curvas de dosis en el plano XZ ($X < 0$).

En el plano XY, para Y = 1:

Radio	0.01cm
X	VARIABLE
Y	1
Z	0

POSICION	MCNP5		HDRPLUS	ERROR
	TALLY F6			
"X(cm)"	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO	DOSIS(Gy)	MCNP5 Y HDRPLUS
-5	0,3007770	0,035	0,309	2,6612%
-4,5	0,3724660	0,0315	0,382	2,4958%
-4	0,4900290	0,0275	0,484	1,2457%
-3,5	0,6339910	0,0246	0,629	0,7935%
-3	0,8528860	0,0212	0,846	0,8139%
-2,5	1,1680500	0,0182	1,184	1,3471%
-2	1,7114000	0,0151	1,741	1,7002%
-1,5	2,6843100	0,0121	2,718	1,2395%
-1	4,4179700	0,0095	4,469	1,1419%
-0,5	6,9999100	0,0076	7,159	2,2222%
0	8,8031600	0,0067	8,895	1,0325%
0,5	7,2047800	0,0074	7,149	0,7802%
1	4,4124500	0,0095	4,461	1,0883%
1,5	2,7210000	0,012	2,718	0,1104%
2	1,6838100	0,0152	1,744	3,4513%
2,5	1,2082200	0,0179	1,187	1,7877%
3	0,8382920	0,0214	0,85	1,3774%
3,5	0,6162200	0,0249	0,634	2,8044%
4	4,73E-01	0,0283	0,488	3,0855%
4,5	0,3789240	0,0313	0,387	2,0868%
5	0,2994590	0,0351	0,313	4,3262%

Tabla 7. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XY (+Y).

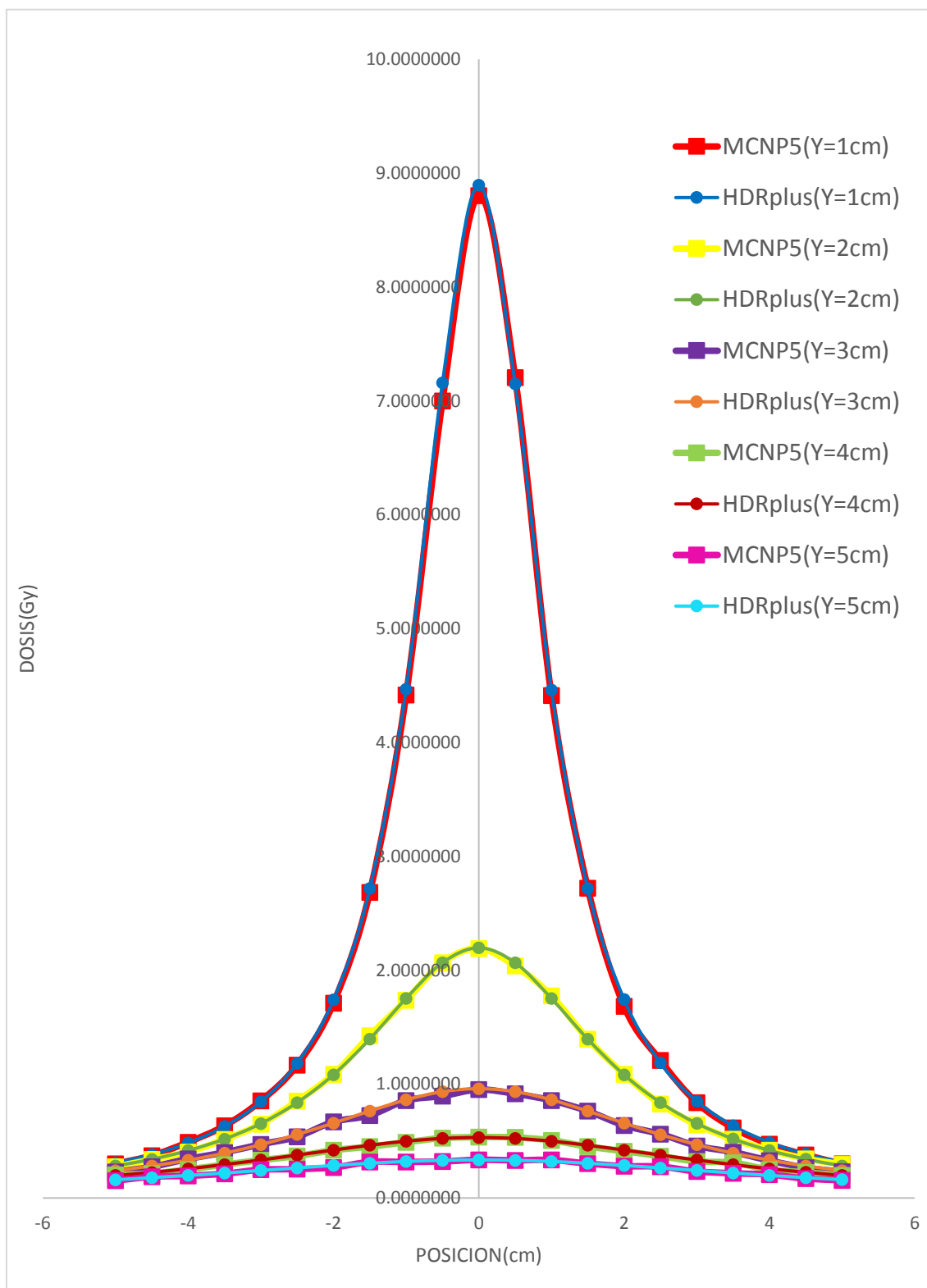


Figura 28. Curvas de dosis en el plano XY ($Y > 0$).

En el plano XY, para Y = -1:

radio	0.01cm
X	VARIABLE
Y	-1
Z	0

POSICION	MCNP5		HDRPLUS	ERROR
	TALLY F6			
"X(cm)"	DOSIS(Gy)	ERROR RELATIVO	DOSIS(Gy)	MCNP5 Y HDRPLUS
-5	0,3158890	0.0345	0,309	2,2294%
-4,5	0,3887240	0.0310	0,382	1,7602%
-4	0,4870730	0.0279	0,484	0,6349%
-3,5	0,6225310	0.0248	0,629	1,0285%
-3	0,8413470	0.0214	0,846	0,5500%
-2,5	1,1570100	0.0182	1,184	2,2796%
-2	1,7547500	0.0149	1,741	0,7898%
-1,5	2,7202000	0.0120	2,718	0,0809%
-1	4,5106300	0.0094	4,469	0,9315%
-0,5	7,0625200	0.0075	7,159	1,3477%
0	8,7038800	0.0068	8,895	2,1486%
0,5	6,9795200	0.0075	7,149	2,3707%
1	4,4379800	0.0095	4,461	0,5160%
1,5	2,7020100	0.0121	2,718	0,5883%
2	1,6822800	0.0152	1,744	3,5390%
2,5	1,1787300	0.0181	1,187	0,6967%
3	0,8559430	0.0212	0,85	0,6992%
3,5	0,6399940	0.0243	0,634	0,9454%
4	0,4703970	0.0283	0,488	3,6072%
4,5	0,3713380	0.0315	0,387	4,0470%
5	0,3148020	0.0344	0,313	0,5757%

Tabla 8. Error en cálculo de dosis mediante MCNP5 y HDRplus para el plano XY (-Y).

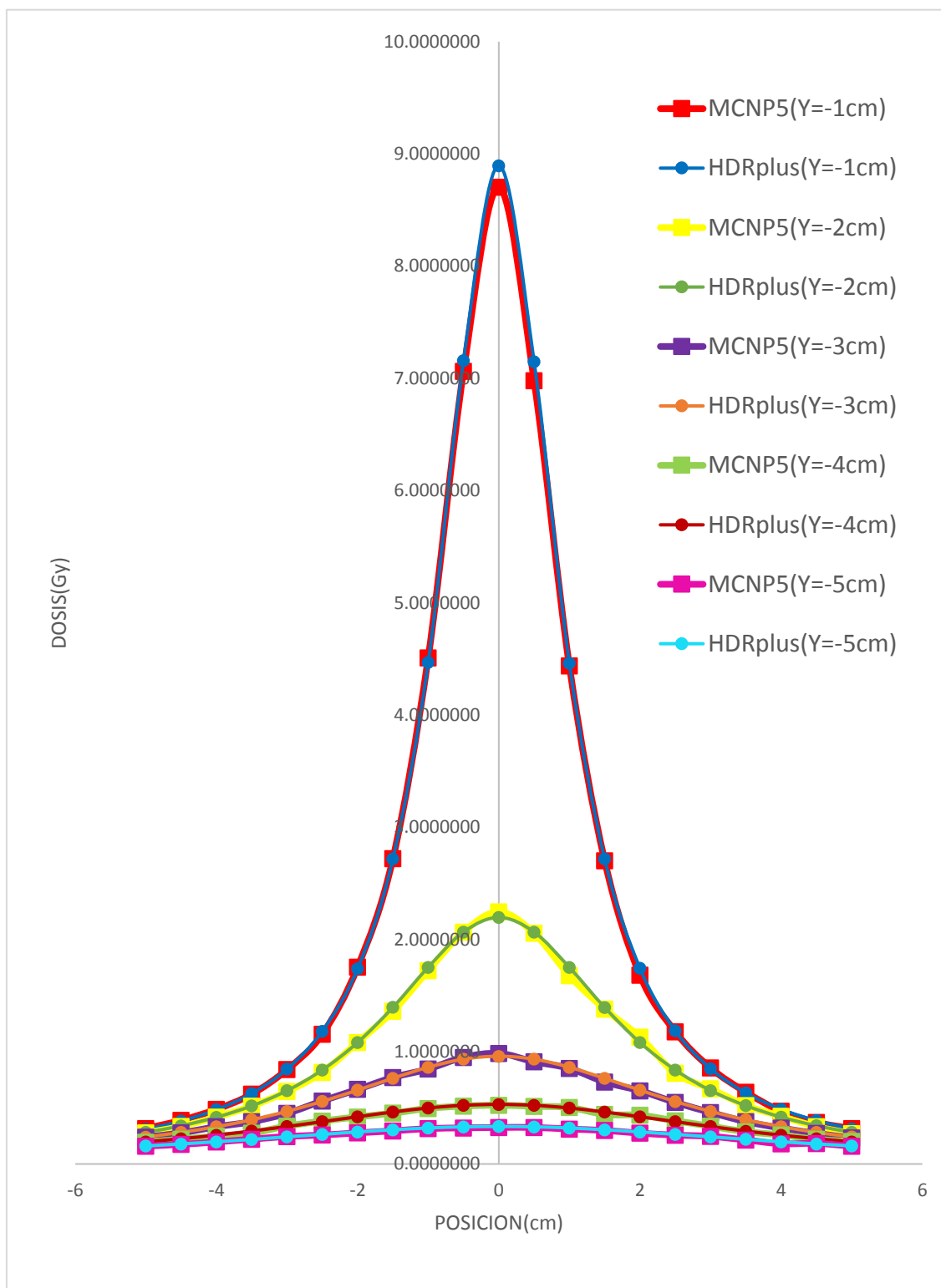


Figura 29. Curvas de dosis en el plano XY ($Y < 0$).

4.4. Resultados de la verificación entre FORTRAN90 y HDRplus

En el plano ZX, para $Z = 1$:

X	Fortran	HDRplus	ERROR
5	0,3210044	0,321	0,00137%
4,5	0,3960533	0,396	0,01346%
4	0,4991755	0,499	0,03517%
3,5	0,6456431	0,645	0,09971%
3	0,8622419	0,862	0,02806%
2,5	1,1983170	1,199	0,05696%
2	1,7501520	1,752	0,10548%
1,5	2,7126830	2,718	0,19562%
1	4,4478900	4,461	0,29388%
0,5	7,1909770	7,217	0,36058%
-0,5	7,1802610	7,217	0,50906%
-1	4,4489720	4,461	0,26963%
-1,5	2,7136830	2,718	0,15883%
-2	1,7501520	1,752	0,10548%
-2,5	1,1983170	1,199	0,05696%
-3	0,8622420	0,862	0,02807%
-3,5	0,6456432	0,645	0,09972%
-4	0,4991755	0,499	0,03517%
-4,5	0,3960533	0,396	0,01346%
-5	0,3210002	0,321	0,00006%

Tabla 9. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano ZX.

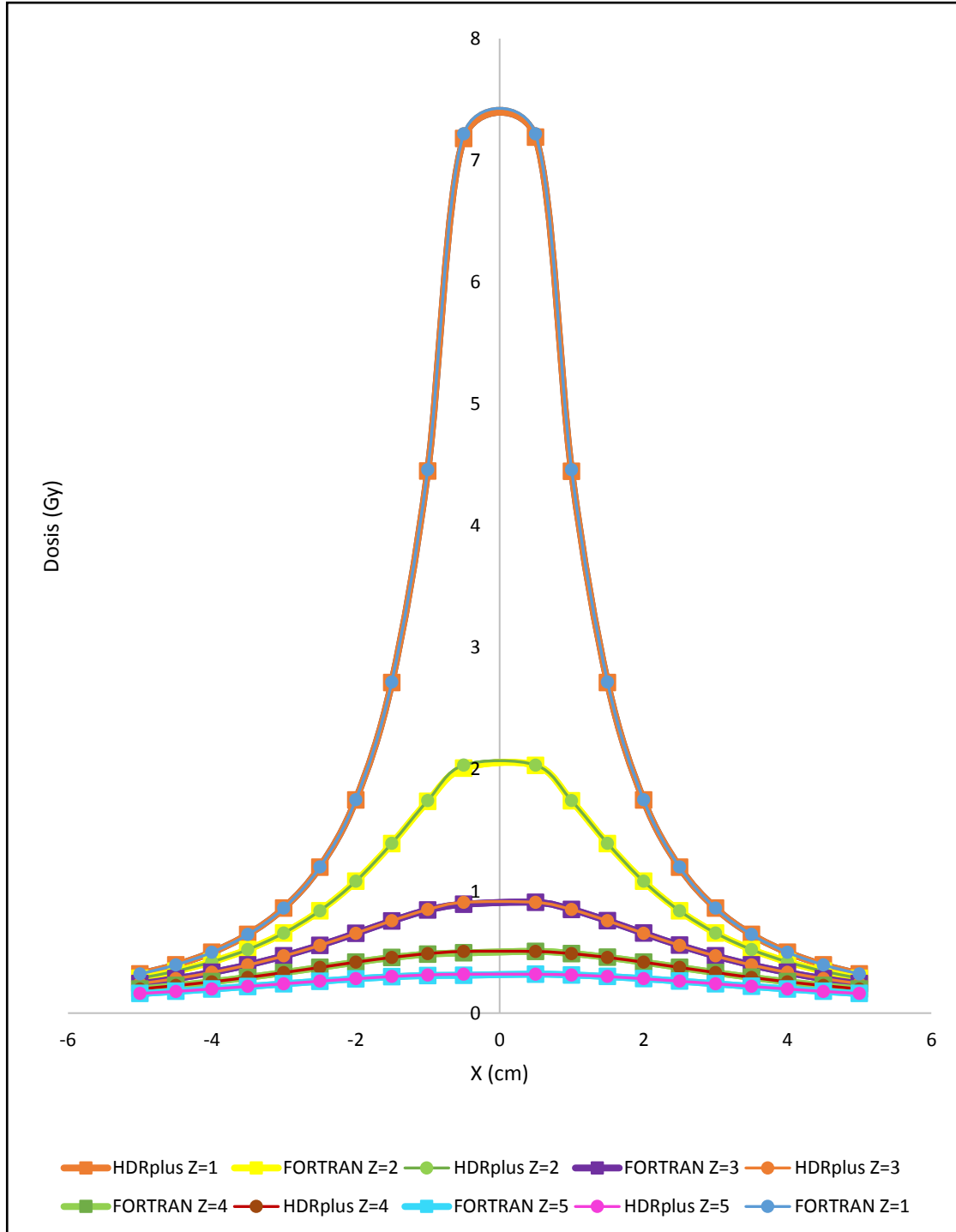


Figura 30. Curvas de dosis en el plano ZX ($Z > 0$).

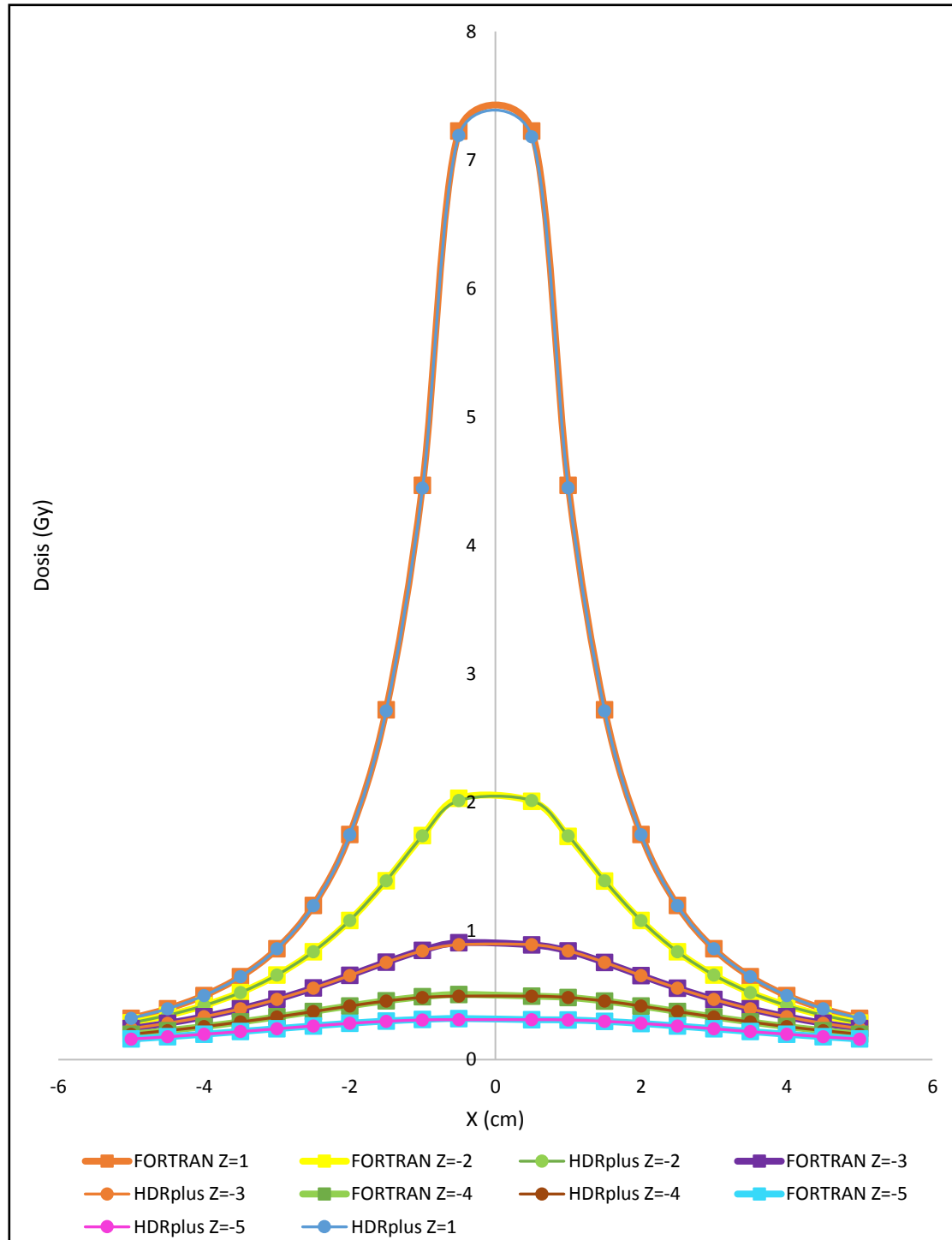


Figura 31. Curvas de dosis en el plano ZX ($Z < 0$).

En el plano YZ, para $Y = 1$:

Z	Fortran	HDRplus	ERROR
5	0,3131276	0,313	0,04077%
4,5	0,3870992	0,387	0,02563%
4	0,4890797	0,488	0,22125%
3,5	0,6344764	0,634	0,07514%
3	0,8504640	0,850	0,05459%
2,5	1,1871190	1,187	0,01003%
2	1,7427630	1,744	0,07093%
1,5	2,7135060	2,718	0,16534%
1	4,4478900	4,461	0,29388%
0,5	7,1190350	7,149	0,41915%
-0,5	7,1190340	7,159	0,55826%
-1	4,4489720	4,469	0,44815%
-1,5	2,7094570	2,718	0,31431%
-2	1,7379060	1,741	0,17771%
-2,5	1,1827360	1,184	0,10676%
-3	0,8454224	0,846	0,06827%
-3,5	0,6290758	0,629	0,01205%
-4	0,4839152	0,484	0,01752%
-4,5	0,3822746	0,382	0,07188%
-5	0,3088024	0,309	0,06395%

Tabla 10. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano YZ.

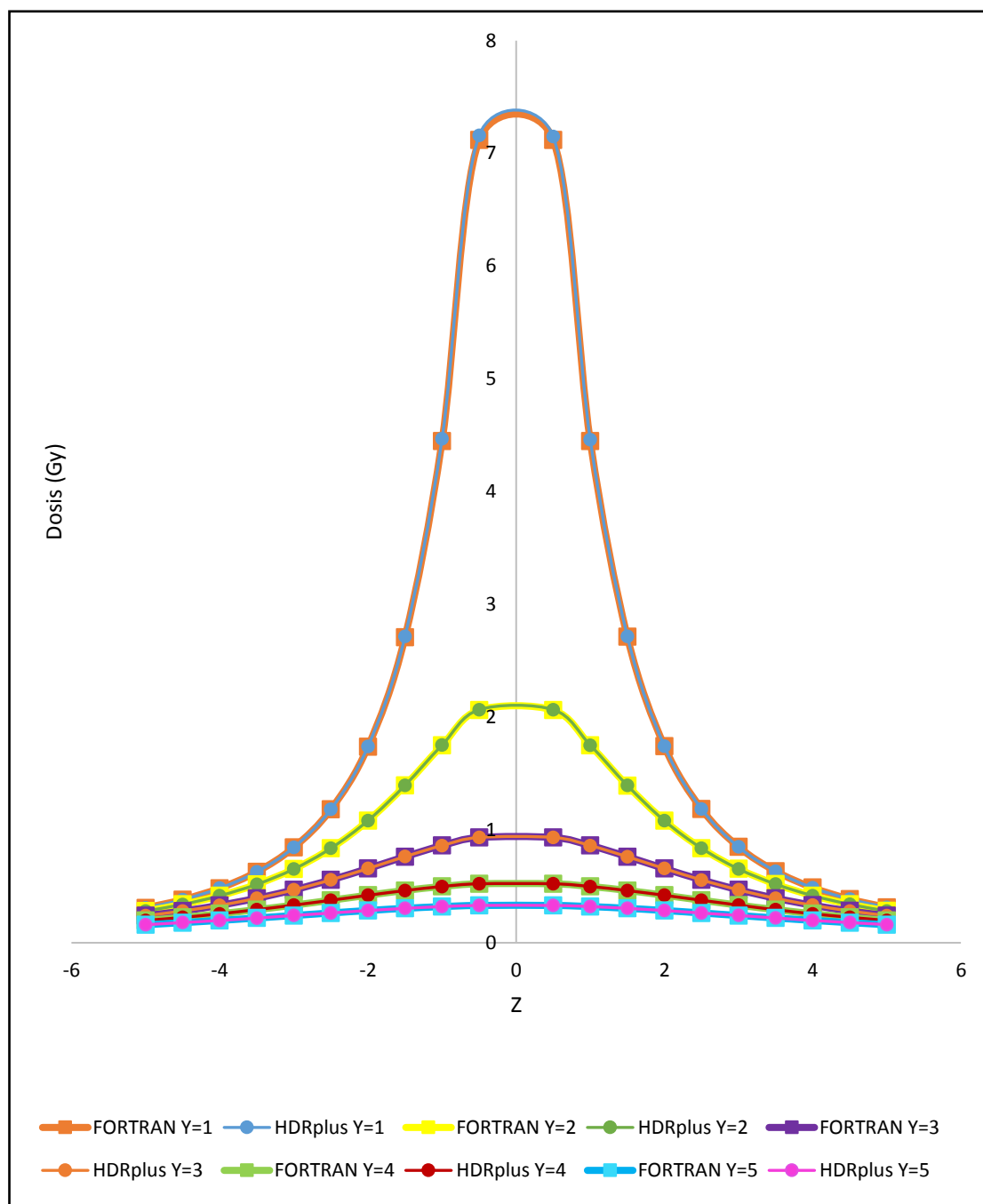


Figura 32. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z > 0$).

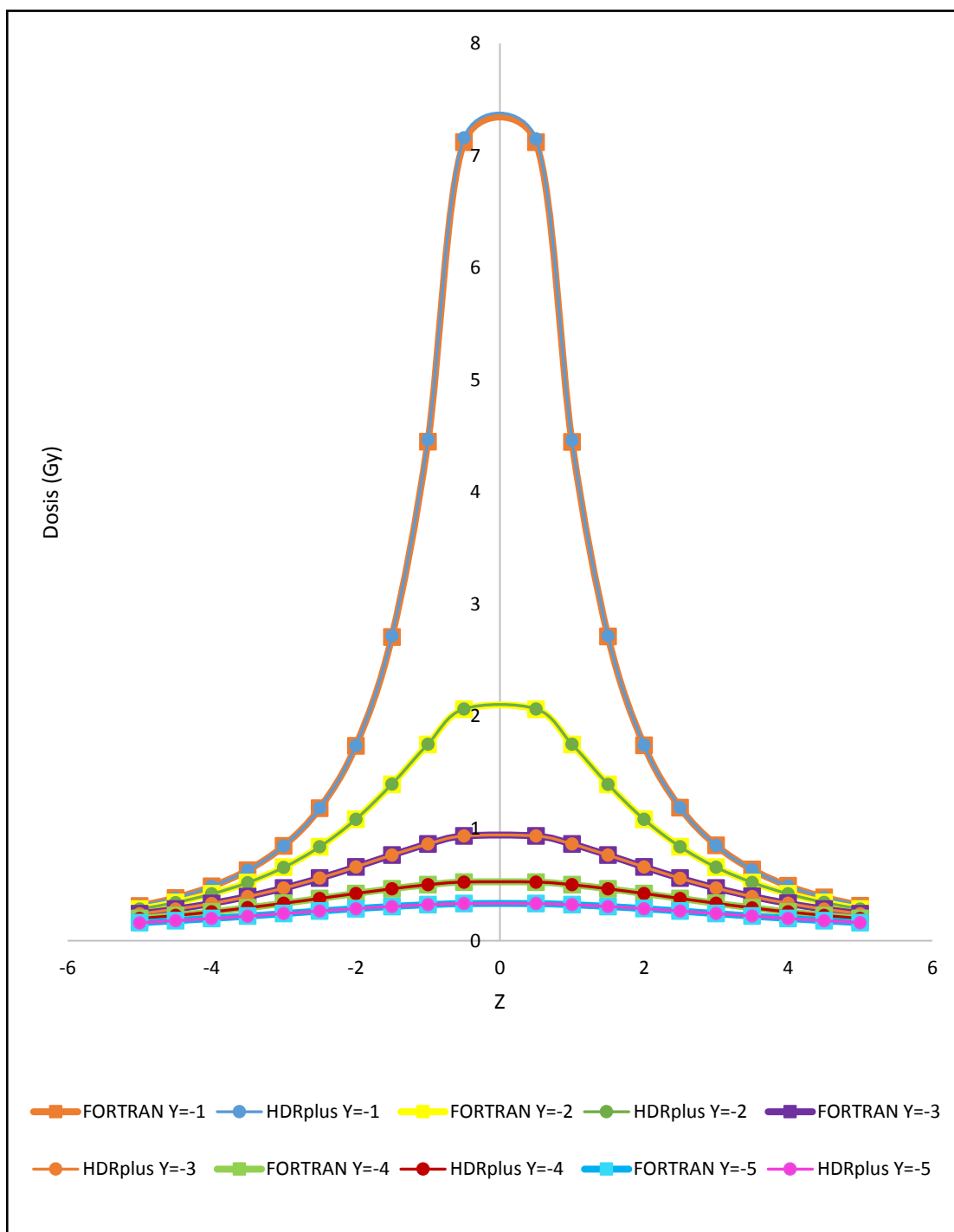


Figura 33. Curvas de dosis en el plano YZ ($Z < 0$)

En el plano XY, para $X = 1$:

Y	Fortran	HDRplus	ERROR
5	0,3131276	0,321	0,02452
4,5	0,3870992	0,396	0,02248
4	0,4890797	0,499	0,01988
3,5	0,6344764	0,645	0,01632
3	0,8504600	0,862	0,01339
2,5	1,1871190	1,198	0,00908
2	1,7427630	1,751	0,00470
1,5	2,7135060	2,713	0,00019
1	4,4478900	4,433	0,00336
0,5	7,1190350	7,114	0,00071
-0,5	7,1190340	7,114	0,00071
-1	4,4489720	4,433	0,00360
-1,5	2,7094570	2,713	0,00131
-2	1,7379060	1,751	0,00748
-2,5	1,1827360	1,198	0,01274
-3	0,8454224	0,862	0,01923
-3,5	0,6290758	0,645	0,02469
-4	0,4839152	0,499	0,03023
-4,5	0,3822746	0,396	0,03466
-5	0,3088024	0,321	0,03800

Tabla 11. Error en cálculo de dosis mediante Fortran y HDRplus para el plano YZ.

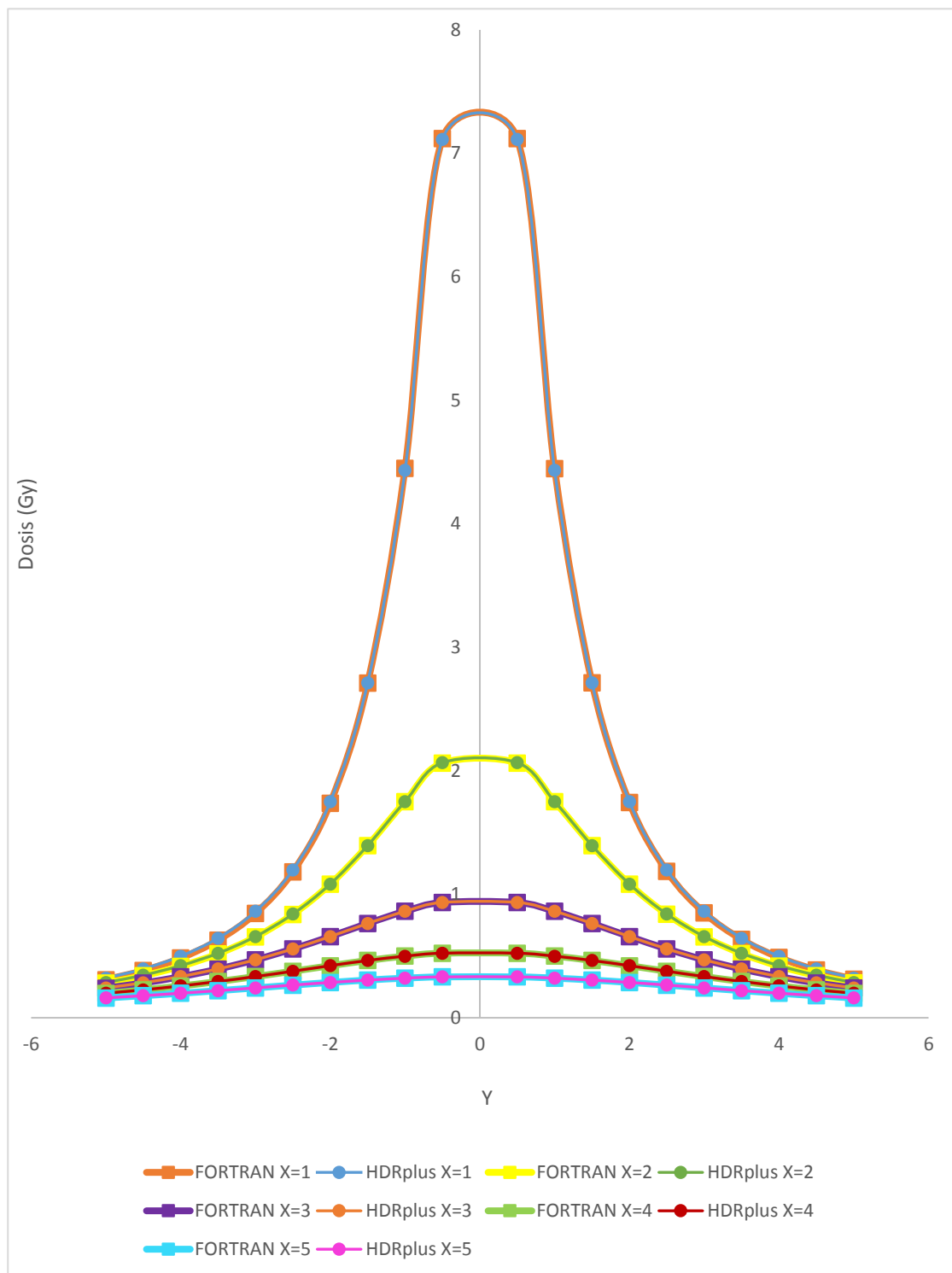


Figura 34. Curvas de dosis en el plano XY ($X > 0$)

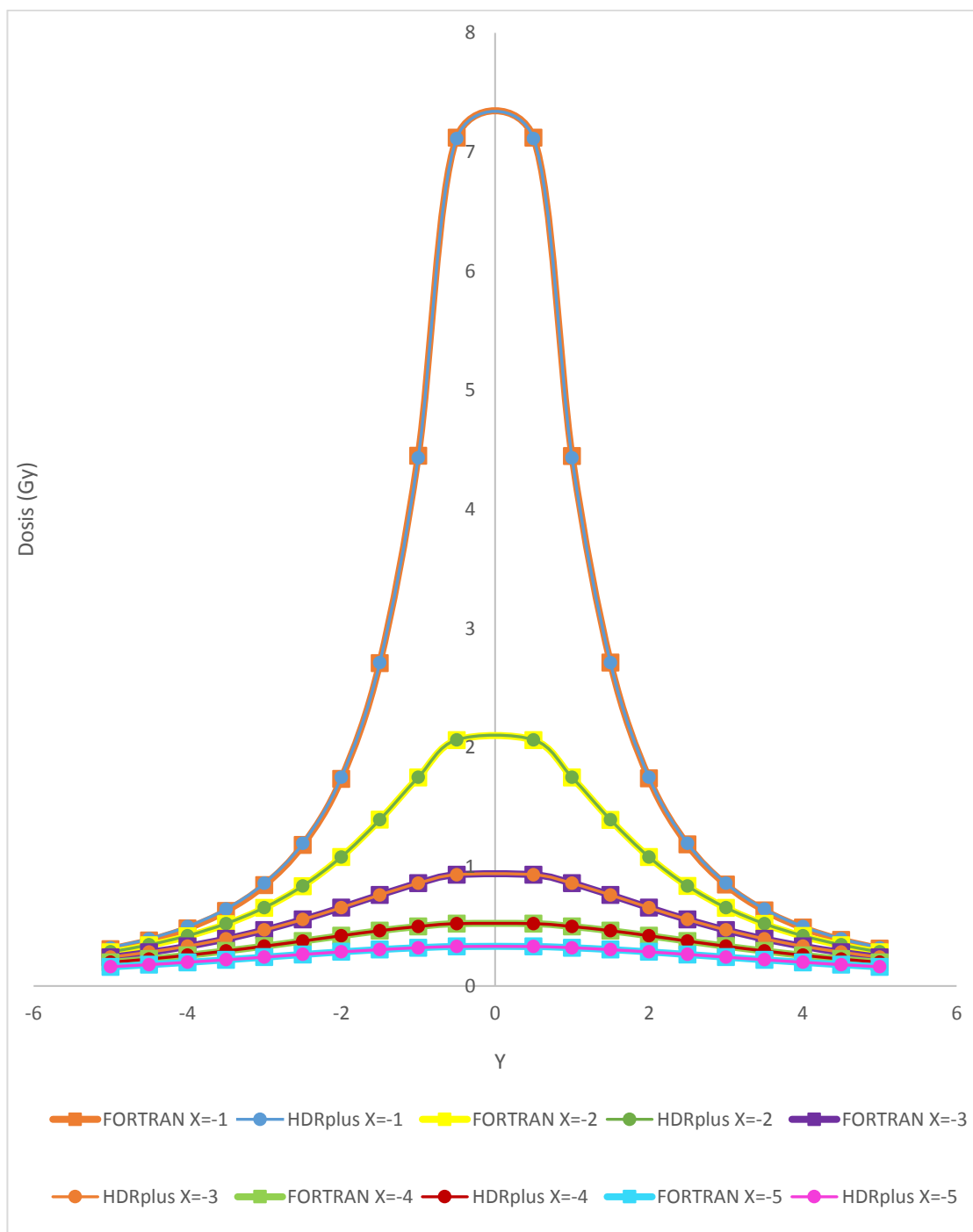


Figura 35. Curvas de dosis en el plano XY ($X < 0$)

4.5. Caracterización de las películas radiocrómicas.

El coeficiente de linealidad es $R^2 = 1$, como se muestra en la figura 29.

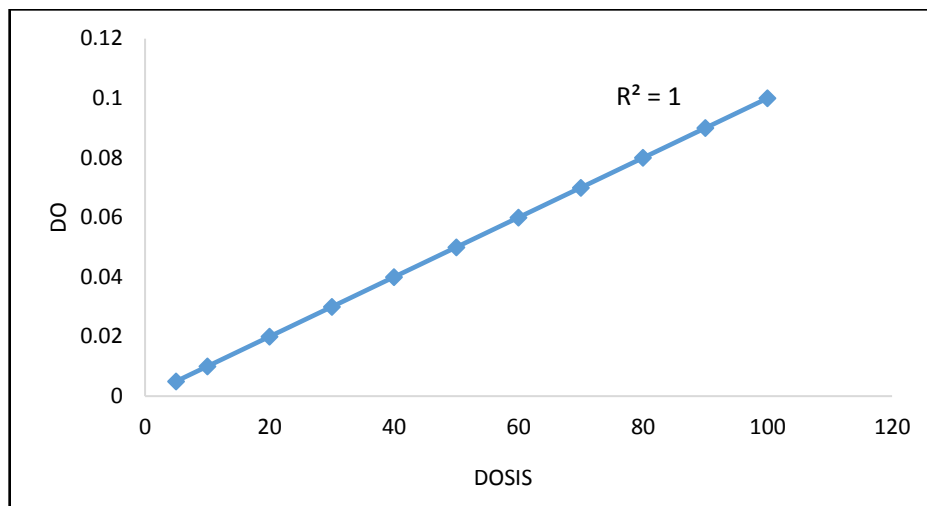


Figura 36. Linealidad de la DO neta de las películas en el rango de 5 - 100 cGy.

4.6. Calibración de las películas radiocrómicas

El rango de las dosis aplicadas a las películas radiocrómicas EBT-3 fue de 0 - 6,9 Gy, en una unidad de Cobalto-60.

Código	Tiempo (min)	Dosis (Gy)	DO neta
1	0	0	4,511937958
2	0,5	0,3	4,210907963
3	1	0,7	4,034816704
4	2	1,4	3,909877967
5	3	2,1	3,812967954
6	4	2,8	3,733786708
7	5	3,4	3,666839918
8	6	4,1	3,608847971
9	7	4,8	3,557695449
10	8	5,5	3,511937958
11	9	6,2	3,470545273
12	10	6,9	3,432756712

Tabla 12. DO neta obtenida en un rango de dosis 0 – 6.9 Gy.

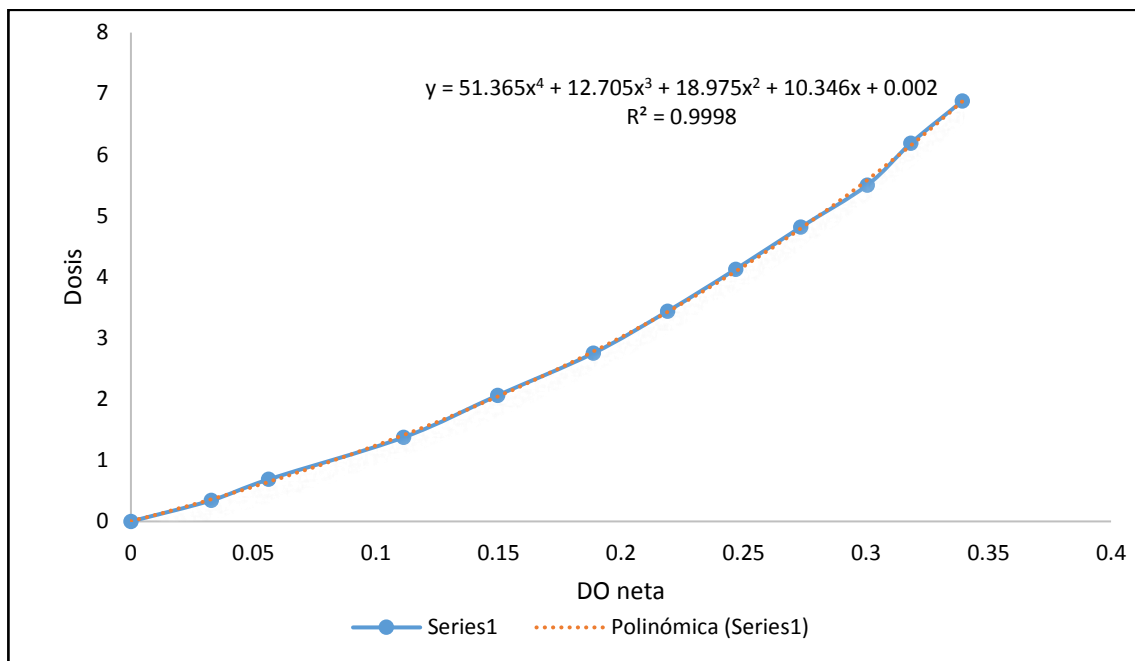


Figura 37. Curva de calibración para la película en un rango de dosis 0 – 6.9 Gy.

La ecuación que más se ajustó a la curva de calibración fue una ecuación polinómica de cuarto grado:

$$D = 51,365 DO^4 + 12,705DO^3 + 18,975DO^2 + 10,346DO + 0,002$$

4.7. Comparación dosimétrica con películas radiocrómicas.

Para esto se tomó un valor de dosis del TPS HDRplus en el punto X=1, Y=0, Z=1; en el cual se comparó con los valores obtenidos mediante MCNP5, FORTRAN y EBT-3 obteniendo los errores dados en la tabla 12.

HDRplus	MCNP5	FORTRAN	EBT-3	ERROR		
				MCNP5 y EBT-3	HDRplus y EBT-3	FORTRAN y EBT-3
4,45	4,34227	4,43106	4,47446	3,04 %	0,55%	0,97 %

Tabla 13. Comparación dosimétrica mediante MCNP5, FORTRAN y EBT-3.

V. CONCLUSIONES

La simulación de la fuente de Co-60 hecha en MCNP5 ha considerado condiciones importantes para el cálculo de dosis como geometría y encapsulamiento de la fuente, las cuales también se consideran en algunos parámetros del protocolo TG-43, por lo que en las curvas de dosis de MCNP5 y HDRplus se observa que los datos calculados en la simulación están dentro de tolerancia con un error $< 4\%$ para el 92.62% de los puntos lo cual es aceptable en Braquiterapia.

El software elaborado en el código Fortran 90 consideró los parámetros del TG-43 y las posiciones bidimensionales de la fuente obteniendo un error $< 1\%$, lo cual sirve como una verificación dosimétrica independiente para el control de calidad del TPS.

La verificación dosimétrica con las películas radiocrómicas EBT-3 demostró que las películas son diseñadas para tratamientos de Braquiterapia debido a su rango de dosis y en especial en este trabajo ofreció buenos resultados en el canal rojo, por lo que esto sirvió para validar la simulación hecha en MCNP5 la cual resulta recomendable para determinar los valores de dosis en Braquiterapia con Co-60 ya que frente a las EBT-3 se obtuvo un error aceptable de 3 %. En comparación con el Software hecho en FORTRAN se obtuvo un error $< 1\%$, por lo que este software es seguro al utilizarlo para una verificación independiente.

Entre el valor de dosis obtenido en la película radiocrómica y el valor del TPS se tiene un error del 0,4 %, lo que concluye que los resultados están dentro de la tolerancia al realizar el control de calidad al TPS.

APENDICE A

Determinación de Tasa de Dosis Absorbida en agua

En el centro de Radioterapia del INEN, existen unidades de Co-60 usados para tratamientos paliativos (el cáncer ya está avanzado por lo que solo se consigue aliviar los síntomas) y tratamientos de tumores malignos.

Para realizar la caracterización y calibración de las películas radiocrómicas se hizo uso de la unidad de Co-60, por lo que fue necesaria determinar la tasa de dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia haciendo uso de la hoja de cálculo proporcionada por el sitio web de la IAEA (Agencia Internacional de Energía Atómica).

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a ^{60}Co gamma-ray beam

User: **INEN** Date: **20/05/2017**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for D_w determination

^{60}Co therapy unit: **EQUINOX I**

Reference phantom: **water** Set up: ☒ SSD ☐ SAD

Reference field size: **10 x 10** cm x cm Reference distance: **100** cm

Reference depth z_{ref} : **5** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Ser. num.: **5939** ☒ cyl ☐ pp

Chamber wall / window material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm⁻²

Waterproof sleeve / cover material: thickness: g cm⁻²

Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Absorbed-dose-to-water calibration factor $N_{D,w}$ = **0,05368** ☒ Gy/nC ☐ Gy/rdg

Reference conditions for calibration

P_0 : **101,3** kPa T_0 : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Pol. potential V_f : **400** V

Calibration polarity: ☒ +ve ☐ -ve ☒ corrected for polarity effect

User polarity: ☒ +ve ☐ -ve

Calibration laboratory: Date:

Electrometer model: Serial no.:

Calib. separately from chamber: ☐ yes ☒ no Range setting:

If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity:

12,47

☒ nC

☐ rdg

Corresponding time:

1

min

Ratio of dosimeter reading and time ^a:

$M_1 =$

12,47

☒ nC/min

☐ rdg/min

(i) P: 99,9 kPa

T: 23,7 °C

Rel. humidity: 54 %

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} =$$

1,027

(ii) Electrometer calibration factor

k_{elec} :

☐ nC/rdg

☒ dimensionless

(iii) Polarity correction ^b

rdg at $+V_1$

$M_+ =$

12,47

rdg at $-V_1$:

$M_- =$

12,48

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} =$$

1,000

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:

V_1 (normal) =

400

V

V_2 (reduced) =

100

V

Readings ^c at each V:

$M_1 =$

12,47

$M_2 =$

12,44

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$

4,000

Ratio of readings $M_1 / M_2 =$

1,0024

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} =$$

1,000

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$$

12,8134

☒ nC / min

☐ rdg / min

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

$$D_w(z_{ref}) = M N_{D,w} =$$

0,6878

Gy / min

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum:

$z_{max} =$

0,5

g cm⁻²

(i) SSD set-up ^e

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10 x 10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}, 5,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

80,4

%

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = 100 D_w(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) =$$

0,8555014

Gy/min

Figura 38. Cálculo para determinar la dosis absorbida en agua dada por la IAEA, siguiendo el protocolo TRS 398.

APENDICE B

Software en el Código Fortran 90

PROGRAM TG43

IMPLICIT NONE

INTEGER ::I, J, K

REAL::X, Y, Z, A, A1, A2, B, R, TITA, GL, G, FI, FI1, FI2, FR, TD, D, G0, C1, C2, SK, t, CTD

REAL, DIMENSION(37,17)::M

REAL, DIMENSION(16)::V, W

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)* INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES *

WRITE(*,*)* NEOPLASICAS (INEN) *

WRITE(*,*)* BRAQUITERAPIA *

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)* UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO *

WRITE(*,*)* FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS *

WRITE(*,*)* ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA *

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)* SOFTWARE PARA CALCULO DE *

WRITE(*,*)* DOSIS PARA Co-60 DE BATD *

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)* JENIFER DEL PILAR MENDOZA MORENO *

WRITE(*,*)* FREDY CHOZO TUÑOQUE *

WRITE(*,*)'*****'

WRITE(*,*)* LAMBAYEQUE - PERU *

WRITE(*,*)* 2017 *

WRITE(*,*)'*****'

C1=ATAN(1/0.175)

C2=3.141592654+ATAN(-1/0.175)

IF (X==0.AND.Y==0.AND.Z==0) THEN

STOP 'NO PUEDE HACER ESTE CALCULO'

!PLANO Z

ELSE IF (X==0.AND.Y==0) THEN

R=SQRT(Z**2)

A1=0

A2=0

TITA=0

B=0

A=0

G=0.357/((C2-C1)*(R**2-0.030625))

!PLANO Y

ELSE IF (X==0.AND.Z==0) THEN

R=SQRT(Y**2)

A1=ATAN(ABS(Y)/0.175)

A2=3.141592654+ATAN(ABS(Y)/(-0.175))

TITA=1.570796327

B=A2-A1

A=TITA*57.29577951

GL=1/(R**2-0.030625)

G0=1.031592521

G=GL/G0

!PLANO X

ELSE IF (Y==0.AND.Z==0) THEN

R=SQRT(X**2)

A1=ATAN(ABS(X)/0.175)

A2=3.141592654+ATAN(ABS(X)/(-0.175))

TITA=1.570796327

B=A2-A1

A=TITA*57.29577951

GL=1/(R**2-0.030625)

G0=1.031592521

G=GL/G0

!PARA EL PLANO ZY

ELSE IF (X==0) THEN

IF (Y>0) THEN

R=SQRT((Y**2)+(Z**2))

IF (Z>0.175) THEN

A1=ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=ATAN(Y/(Z-0.175))

TITA=ATAN(Y/Z)

ELSE IF (Z==0.175) THEN

A1=ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=1.570796327

TITA=ATAN(Y/Z)

ELSE IF (0.0<Z.AND.Z<0.175) THEN

A1=ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(Y/(Z-0.175))

```

TITA=ATAN(Y/Z)

ELSE IF (-0.175<Z.AND.Z<0)THEN

A1=ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(Y/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)

ELSE IF (Z==0.175) THEN

A1=1.570796327

A2=3.141592654+ATAN(Y/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)

ELSE IF (Z<-0.175) THEN

A1=3.141592654+ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(Y/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)

END IF

```

```

B=A2-A1

A=TITA*57.29577951

GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))

G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))

G=GL/G0

```

```

ELSE IF (Y<0) THEN

R=SQRT((Y**2)+(Z**2))

```

```

IF (Z>0.175) THEN

A1=3.141592654+ATAN(Y/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(Y/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)

```

```

ELSE IF (Z==0.175) THEN
    A1=3.141592654+ATAN(Y/(Z+0.175))
A2=1.570796327
TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)
    ELSE IF (0.0<Z.AND.Z<0.175) THEN
        A1=3.141592654+ATAN(Y/(Z+0.175))
A2=ATAN(Y/(Z-0.175))
TITA=3.141592654+ATAN(Y/Z)
    ELSE IF (-0.175<Z.AND.Z<0)THEN
        A1=3.141592654+ATAN(Y/(Z+0.175))
A2=ATAN(Y/(Z-0.175))
TITA=ATAN(Y/Z)
    ELSE IF (Z== -0.175) THEN
        A1=1.570796327
A2=ATAN(Y/(Z-0.175))
TITA=ATAN(Y/Z)
    ELSE IF (Z<-0.175) THEN
        A1=ATAN(Y/(Z+0.175))
A2=ATAN(Y/(Z-0.175))
TITA=ATAN(Y/Z)
END IF

B=A1-A2
A=TITA*57.29577951
GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))
G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))
G=GL/G0

```

END IF

!PARA EL PLANO ZX

ELSE IF (Y==0) THEN

IF (X>0) THEN

R=SQRT((X**2)+(Z**2))

IF (Z>0.175) THEN

A1=ATAN(X/(Z+0.175))

A2=ATAN(X/(Z-0.175))

TITA=ATAN(X/Z)

ELSE IF (Z==0.175) THEN

A1=ATAN(X/(Z+0.175))

A2=1.570796327

TITA=ATAN(X/Z)

ELSE IF (0.0<Z.AND.Z<0.175) THEN

A1=ATAN(X/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(X/(Z-0.175))

TITA=ATAN(X/Z)

ELSE IF (-0.175<Z.AND.Z<0) THEN

A1=ATAN(X/(Z+0.175))

A2=3.141592654+ATAN(X/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)

ELSE IF (Z== -0.175) THEN

A1=1.570796327

A2=3.141592654+ATAN(X/(Z-0.175))

TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)

```

ELSE IF (Z<-0.175) THEN
    A1=3.141592654+ATAN(X/(Z+0.175))
    A2=3.141592654+ATAN(X/(Z-0.175))
    TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)
END IF

```

```

B=A2-A1
A=TITA*57.29577951
GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))
G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))
G=GL/G0

```

```

ELSE IF (X<0) THEN
    R=SQRT((X**2)+(Z**2))

```

```

IF (Z>0.175) THEN
    A1=3.141592654+ATAN(X/(Z+0.175))
    A2=3.141592654+ATAN(X/(Z-0.175))
    TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)
    ELSE IF (Z==0.175) THEN
        A1=3.141592654+ATAN(X/(Z+0.175))
        A2=1.570796327
        TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)
        ELSE IF (0.0<Z.AND.Z<0.175) THEN
            A1=3.141592654+ATAN(X/(Z+0.175))
            A2=ATAN(X/(Z-0.175))
            TITA=3.141592654+ATAN(X/Z)
            ELSE IF (-0.175<Z.AND.Z<0) THEN

```

```

        A1=3.141592654+ATAN(X/(Z+0.175))
A2=ATAN(X/(Z-0.175))
TITA=ATAN(X/Z)

        ELSE IF (Z==0.175) THEN

            A1=1.570796327

A2=ATAN(X/(Z-0.175))
TITA=ATAN(X/Z)

        ELSE IF (Z<0.175) THEN

            A1=ATAN(X/(Z+0.175))

A2=ATAN(X/(Z-0.175))
TITA=ATAN(X/Z)
END IF

B=A1-A2
A=TITA*57.29577951
GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))
G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))
G=GL/G0

END IF

!PLANO YX
ELSE IF (Z==0) THEN

IF (X>0) THEN

    R=SQRT((X**2)+(Y**2))

    IF (Y>0.175) THEN

        A1=ATAN(X/(Y+0.175))

```

```

A2=ATAN(X/(Y-0.175))
TITA=ATAN(X/Y)
    ELSE IF (Y==0.175) THEN
        A1=ATAN(X/(Y+0.175))
A2=1.570796327
TITA=ATAN(X/Y)
    ELSE IF (0.0<Y.AND.Y<0.175) THEN
        A1=ATAN(X/(Y+0.175))
A2=3.141592654+ATAN(X/(Y-0.175))
TITA=ATAN(X/Y)
    ELSE IF (-0.175<Y.AND.Y<0)THEN
        A1=ATAN(X/(Y+0.175))
A2=3.141592654+ATAN(X/(Y-0.175))
TITA=3.141592654+ATAN(X/Y)
    ELSE IF (Y== -0.175) THEN
        A1=1.570796327
A2=3.141592654+ATAN(X/(Y-0.175))
TITA=3.141592654+ATAN(X/Y)
    ELSE IF (Y<-0.175) THEN
        A1=3.141592654+ATAN(X/(Y+0.175))
A2=3.141592654+ATAN(X/(Y-0.175))
TITA=3.141592654+ATAN(X/Y)
END IF

B=A2-A1
A=TITA*57.29577951
GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))
G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))

```


$G = GL/G0$

ELSE IF ($X < 0$) THEN

$R = \text{SQRT}((X**2) + (Y**2))$

IF ($Y > 0.175$) THEN

$A1 = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/(Y + 0.175))$

$A2 = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/(Y - 0.175))$

$TITA = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/Y)$

ELSE IF ($Y == 0.175$) THEN

$A1 = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/(Y + 0.175))$

$A2 = 1.570796327$

$TITA = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/Y)$

ELSE IF ($0.0 < Y$.AND. $Y < 0.175$) THEN

$A1 = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/(Y + 0.175))$

$A2 = \text{ATAN}(X/(Y - 0.175))$

$TITA = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/Y)$

ELSE IF ($-0.175 < Y$.AND. $Y < 0$) THEN

$A1 = 3.141592654 + \text{ATAN}(X/(Y + 0.175))$

$A2 = \text{ATAN}(X/(Y - 0.175))$

$TITA = \text{ATAN}(X/Y)$

ELSE IF ($Y == -0.175$) THEN

$A1 = 1.570796327$

$A2 = \text{ATAN}(X/(Y - 0.175))$

$TITA = \text{ATAN}(X/Y)$

ELSE IF ($Y < -0.175$) THEN

$A1 = \text{ATAN}(X/(Y + 0.175))$

$A2 = \text{ATAN}(X/(Y - 0.175))$

```

TITA=ATAN(X/Y)

END IF

B=A1-A2

A=TITA*57.29577951

GL=B/(0.35*R*SIN(TITA))

G0=(C2-C1)/(0.35**SIN(1.570796327))

G=GL/G0

END IF

ELSE

STOP 'NO SE PUEDE HACER EL CALCULO PARA 3DIMENSIONES'

END IF

OPEN(1,FILE='DATOSR1.dat')

READ(1,*) ((M(I,J),J=1,17),I=1,37)

DO I = 1,37

DO J = 1,17

IF (M(I,1)==A.AND.M(1,J)==R) THEN

FI=M(I,J)

ELSE IF (M(I,1)==A.AND.(M(1,J)<R.AND.R<M(1,J+1))) THEN

FI=((M(I,J+1)-M(I,J))/(M(1,J+1)-M(1,J)))*(R-M(1,J))+M(I,J)

ELSE IF ((M(I,1)<A.AND.A<M(I+1,1)).AND.M(1,J)==R) THEN

FI=((M(I+1,J)-M(I,J))/(M(I+1,1)-M(I,1)))*(A-M(I,1))+M(I,J)

ELSE IF ((M(I,1)<A.AND.A<M(I+1,1)).AND.(M(1,J)<R.AND.R<M(1,J+1))) THEN

FI1=((M(I+1,J)-M(I,J))/(M(I+1,1)-M(I,1)))*(A-M(I,1))+M(I,J)

FI2=((M(I+1,J+1)-M(I,J+1))/(M(I+1,1)-M(I,1)))*(A-M(I,1))+M(I,J+1)

FI=((FI2-FI1)/(M(1,J+1)-M(1,J)))*(R-M(1,J))+FI1

```

```

        END IF
    END DO
END DO
READ(*,*)
CLOSE(1)

OPEN(2,FILE='DATOSR2.dat')
DO K=1,16
    READ(2,*) V(K),W(K)
END DO
DO K=1,16
    IF (V(K)<=R.AND.R<=V(K+1)) THEN
        FR=(((((W(K+1)-W(K))/(V(K+1)-V(K))))*(R-V(K)))+W(K)
    END IF
END DO
READ(*,*)
CLOSE(2)
TD=SK*CTD*G*FI*FR
D=TD*t/6000
OPEN(3,FILE='MENDOZA.DAT')
WRITE(3,*) D
WRITE(*,*) 'EL VALOR DE LA DOSIS D(Gy):', D
WRITE(*,*) '*****'
END DO
READ(*,*)
CLOSE(3)

END PROGRAM TG43

```

APENDICE C

Archivo de entrada en MCNP5

```
C *****
C *****SIMULACION DE UNA FUENTE DE COBALTO *****
C *****PARA PUNTOS PARALELOS A LA*****
C *****FUENTE (Z=-1,-2,-3,-4,5)*****
C *****CON UN RADIO DE 0.01CM*****
C *****
C *****INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLASICAS (INEN)*****
C *****
C *****UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO (UNPRG)*****
C *****
C *****ASESOR: EDUARDO BEKQUER CARRASCO SOLIS*****
C *****
C *****INVESTIGADORES: FREDY CHOZO TUÑOUE*****
C *****JENIFER DEL PILAR MENDOZA MORENO*****
C *****
C *****TARJETA CELDA*****
1      1 -8.9 -8 9 -13                                     imp:p,e=1
2      2 -0.00120484 (-8 9 -12 13 ):(8 -12 -14 )          imp:p,e=1
3      3 -8.02 (-7 10 -11 12 ):(-9 10 -12 ):(-7 -12 14 ):(7 -15 )
                                                imp:p,e=1
4      4 -1 (-1 2 -3 4 -5 6 ) #1 #2 #3 #6 #7 #8 #9 #10 #11 #12 #13
          #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21 #22 #23 #24 #25 #26
          #27 #28 #29 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39
          #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #49 #50 #51 #52
          #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65
          #66 #67 #68 #69 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77 #78
          #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #89 #90 #91
          #92 #93 #94 #95 #96 #97 #98 #99
                                                imp:p,e=1
5      0 1 :-2 :3 :-4 :5 :-6                             imp:p,e=0
6      4 -1 -16                                           imp:p,e=1
7      4 -1 -17                                           imp:p,e=1
8      4 -1 -18                                           imp:p,e=1
9      4 -1 -19                                           imp:p,e=1
10     4 -1 -20                                           imp:p,e=1
11     4 -1 -21                                           imp:p,e=1
12     4 -1 -22                                           imp:p,e=1
13     4 -1 -23                                           imp:p,e=1
14     4 -1 -24                                           imp:p,e=1
15     4 -1 -25                                           imp:p,e=1
16     4 -1 -26                                           imp:p,e=1
17     4 -1 -27                                           imp:p,e=1
18     4 -1 -28                                           imp:p,e=1
19     4 -1 -29                                           imp:p,e=1
20     4 -1 -30                                           imp:p,e=1
21     4 -1 -31                                           imp:p,e=1
22     4 -1 -32                                           imp:p,e=1
```

23	4	-1	-33	imp:p,e=1
24	4	-1	-34	imp:p,e=1
25	4	-1	-35	imp:p,e=1
26	4	-1	-36	imp:p,e=1
27	4	-1	-37	imp:p,e=1
28	4	-1	-38	imp:p,e=1
29	4	-1	-39	imp:p,e=1
30	4	-1	-40	imp:p,e=1
31	4	-1	-41	imp:p,e=1
32	4	-1	-42	imp:p,e=1
33	4	-1	-43	imp:p,e=1
34	4	-1	-44	imp:p,e=1
35	4	-1	-45	imp:p,e=1
36	4	-1	-46	imp:p,e=1
37	4	-1	-47	imp:p,e=1
38	4	-1	-48	imp:p,e=1
39	4	-1	-49	imp:p,e=1
40	4	-1	-50	imp:p,e=1
41	4	-1	-51	imp:p,e=1
42	4	-1	-52	imp:p,e=1
43	4	-1	-53	imp:p,e=1
44	4	-1	-54	imp:p,e=1
45	4	-1	-55	imp:p,e=1
46	4	-1	-56	imp:p,e=1
47	4	-1	-57	imp:p,e=1
48	4	-1	-58	imp:p,e=1
49	4	-1	-59	imp:p,e=1
50	4	-1	-60	imp:p,e=1
51	4	-1	-61	imp:p,e=1
52	4	-1	-62	imp:p,e=1
53	4	-1	-63	imp:p,e=1
54	4	-1	-64	imp:p,e=1
55	4	-1	-65	imp:p,e=1
56	4	-1	-66	imp:p,e=1
57	4	-1	-67	imp:p,e=1
58	4	-1	-68	imp:p,e=1
59	4	-1	-69	imp:p,e=1
60	4	-1	-70	imp:p,e=1
61	4	-1	-71	imp:p,e=1
62	4	-1	-72	imp:p,e=1
63	4	-1	-73	imp:p,e=1
64	4	-1	-74	imp:p,e=1
65	4	-1	-75	imp:p,e=1
66	4	-1	-76	imp:p,e=1
67	4	-1	-77	imp:p,e=1
68	4	-1	-78	imp:p,e=1
69	4	-1	-79	imp:p,e=1
70	4	-1	-80	imp:p,e=1
71	4	-1	-81	imp:p,e=1
72	4	-1	-82	imp:p,e=1
73	4	-1	-83	imp:p,e=1
74	4	-1	-84	imp:p,e=1
75	4	-1	-85	imp:p,e=1

76	4 -1 -86	imp:p,e=1
77	4 -1 -87	imp:p,e=1
78	4 -1 -88	imp:p,e=1
79	4 -1 -89	imp:p,e=1
80	4 -1 -90	imp:p,e=1
81	4 -1 -91	imp:p,e=1
82	4 -1 -92	imp:p,e=1
83	4 -1 -93	imp:p,e=1
84	4 -1 -94	imp:p,e=1
85	4 -1 -95	imp:p,e=1
86	4 -1 -96	imp:p,e=1
87	4 -1 -97	imp:p,e=1
88	4 -1 -98	imp:p,e=1
89	4 -1 -99	imp:p,e=1
90	4 -1 -100	imp:p,e=1
91	4 -1 -101	imp:p,e=1
92	4 -1 -102	imp:p,e=1
93	4 -1 -103	imp:p,e=1
94	4 -1 -104	imp:p,e=1
95	4 -1 -105	imp:p,e=1
96	4 -1 -106	imp:p,e=1
97	4 -1 -107	imp:p,e=1
98	4 -1 -108	imp:p,e=1
99	4 -1 -109	imp:p,e=1
C	*****FINAL DE LA TARJETA CELDA*****	

C	*****EMPIEZA LA TRAJETA SUPERFICIE*****	
1	px 10	
2	px -10	
3	py 10	
4	py -10	
5	pz 10	
6	pz -10	
7	px 0.2077114428	
8	px 0.175	
9	px -0.175	
10	px -0.25	
11	cx 0.05	
12	cx 0.035	
13	cx 0.025	
14	kx 0.1977612 4.4765929944792 -1	
15	sx 0.2077114428 0.05	
16	s 0 -5.0 -1 0.01	
17	s 0 -4.5 -1 0.01	
18	s 0 -4.0 -1 0.01	
19	s 0 -3.5 -1 0.01	
20	s 0 -3.0 -1 0.01	
21	s 0 -2.5 -1 0.01	
22	s 0 -2.0 -1 0.01	
23	s 0 -1.5 -1 0.01	
24	s 0 -1.0 -1 0.01	
25	s 0 -0.5 -1 0.01	
26	sz -1.0 0.01	

```

27      s 0 0.5 -1 0.01
28      s 0 1.0 -1 0.01
29      s 0 1.5 -1 0.01
30      s 0 2.0 -1 0.01
31      s 0 2.5 -1 0.01
32      s 0 3.0 -1 0.01
33      s 0 3.5 -1 0.01
34      s 0 4.0 -1 0.01
35      s 0 4.5 -1 0.01
36      s 0 5.0 -1 0.01
37      s 0 -5.0 -2 0.01
38      s 0 -4.5 -2 0.01
39      s 0 -4.0 -2 0.01
40      s 0 -3.5 -2 0.01
41      s 0 -3.0 -2 0.01
42      s 0 -2.5 -2 0.01
43      s 0 -2.0 -2 0.01
44      s 0 -1.5 -2 0.01
45      s 0 -1.0 -2 0.01
46      s 0 -0.5 -2 0.01
47      sz -2.0 0.01
48      s 0 0.5 -2 0.01
49      s 0 1.0 -2 0.01
50      s 0 1.5 -2 0.01
51      s 0 2.0 -2 0.01
52      s 0 2.5 -2 0.01
53      s 0 3.0 -2 0.01
54      s 0 3.5 -2 0.01
55      s 0 4.0 -2 0.01
56      s 0 4.5 -2 0.01
57      s 0 5.0 -2 0.01
58      s 0 -5.0 -3 0.01
59      s 0 -4.5 -3 0.01
60      s 0 -4.0 -3 0.01
61      s 0 -3.5 -3 0.01
62      s 0 -3.0 -3 0.01
63      s 0 -2.5 -3 0.01
64      s 0 -2.0 -3 0.01
65      s 0 -1.5 -3 0.01
66      s 0 -1.0 -3 0.01
67      s 0 -0.5 -3 0.01
68      sz -3.0 0.01
69      s 0 0.5 -3 0.01
70      s 0 1.0 -3 0.01
71      s 0 1.5 -3 0.01
72      s 0 2.0 -3 0.01
73      s 0 2.5 -3 0.01
74      s 0 3.0 -3 0.01
75      s 0 3.5 -3 0.01
76      s 0 4.0 -3 0.01
77      s 0 4.5 -3 0.01
78      s 0 5.0 -3 0.01
79      s 0 -5.0 -4 0.01

```

```

80      s 0 -4.5 -4 0.01
81      s 0 -4.0 -4 0.01
82      s 0 -3.5 -4 0.01
83      s 0 -3.0 -4 0.01
84      s 0 -2.5 -4 0.01
85      s 0 -2.0 -4 0.01
86      s 0 -1.5 -4 0.01
87      s 0 -1.0 -4 0.01
88      s 0 -0.5 -4 0.01
89      sz -4.0 0.01
90      s 0 0.5 -4 0.01
91      s 0 1.0 -4 0.01
92      s 0 1.5 -4 0.01
93      s 0 2.0 -4 0.01
94      s 0 2.5 -4 0.01
95      s 0 3.0 -4 0.01
96      s 0 3.5 -4 0.01
97      s 0 4.0 -4 0.01
98      s 0 4.5 -4 0.01
99      s 0 5.0 -4 0.01
100     s 0 5.0 5 0.01
101     s 0 4.5 5 0.01
102     s 0 4.0 5 0.01
103     s 0 3.5 5 0.01
104     s 0 3.0 5 0.01
105     s 0 2.5 5 0.01
106     s 0 2.0 5 0.01
107     s 0 1.5 5 0.01
108     s 0 1.0 5 0.01
109     s 0 0.5 5 0.01
C      *****FINAL DE LA TARJETA SUPERFICIE*****

C      *****COMIENZO DE LA TARJETA DATA*****
mode p e
C      *****MATERIALES*****
C      *****FUENTE DE CO-60 PURO*****
m1      27060 1                                $ radioisoto cobalto 60
C      *****ACERO INOXIDABLE*****
m3      025000 -0.02                            $ MANGANESO
          014000 -0.01                            $ SILICIO
          024000 -0.17                            $ CROMO
          028000 -0.12                            $ NIQUEL
          026000 -0.68                            $ HIERRO
C      *****air (US S. Atm at sea level)*****
m2      007000 -0.790
          008000 -0.210
m4      001001 2
          008016 1
sdef pos=-0.175 0 0 erg=d1 rad=d2 axs=1 0 0 ext=d3 par=2
si1 L 1.173 1.332
sp1      0.999 0.998
si2 0 0.025
sp2 -21 1

```



```

si3 0 0.35
sp3 -21 0
f6:p 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26
sd6 4.188790205e-06 20r
fm6 3.0748788e+03
f16:p 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46
      47
sd16 4.188790205e-06 20r
fm16 3.0748788e+03
f26:p 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67
      68
sd26 4.188790205e-06 20r
fm26 3.0748788e+03
f36:p 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88
      89
sd36 4.188790205e-06 20r
fm36 3.0748788e+03
f46:p 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99
sd46 4.188790205e-06 9r
fm46 3.0748788e+03
prdmp 25000000 25000000 100000000
print
nps 1000000000
C
C *****FINAL DE LA TARJETA DATA*****

```

VI. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Dr. Luis Pinillos. Cáncer en el Perú, retos para el milenio. Perú. Octubre de 2005.
- [2] Pérez Casas AM, García Aranda Pez MO. Braquiterapia de alta tasa de dosis. Madrid. Septiembre de 2001.
- [3] Mayles P., Nahum A., Rosenwald J. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. New York: Taylor & Francis Group. 2007.
- [4] Francisco Leszczynski. Curso avanzado de entrenamiento en el manejo del programa MCNP4B. Centro Atómico Bariloche, Argentina. 1999.
- [5] GAFCHROMIC™ Dosimetry Media, Type EBT-3. Available from:
www.gafchromic.com, www.filmqapro.com.
- [6] Sociedad Española de Física Médica: Fundamentos de Física Médica 1^{er} volumen- Medida de la radiación. Madrid. 2012.
- [7] Sánchez Galiano P. Introducción a la física de la radioterapia. Unidad de Radiofísica Hospital Central de Asturias.
- [8] Cember H., Johnson T. Introduction to Health Physics. 4^a ed. Estados Unidos: McGraw-Hill. 2009.
- [9] Irving Kaplan. Física Nuclear. Madrid. 1961.
- [10] Attix F. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley and Sons, Inc., Wisconsin. 1986.
- [11] Ing. Jorge L. Morales López. Aspectos generales de la Braquiterapia. INOR.
- [12] Radioncología. Servicio de Braquiterapia. Lima, Perú.
- [13] José Luis Guinot, Eduardo Lanzos, Alfredo Polo, Víctor Muñoz, Alfredo Ramos. Guía de Braquiterapia. España, Madrid 2008.

- [14] American Association of Physics in Medicine, Task Group 43, Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculation. 31.Medical Physics.2004. p. 636-649.
- [15] Kazushi Kishi. BRACHYTHERAPY. Croatia. April, 2012.
- [16] I.M. Sóbol. Lecciones populares de Matemáticas: Método de Montecarlo 2ª ed. Moscú. 1893.
- [17] Eva Leticia Rojas Calderón. Contribuciones del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares al avance de la Ciencia y la Tecnología en México. México. 2010.
- [18] Alex F. Bielajew. Fundamentals of the Montecarlo method for neutral and charged particle transport. Department of Nuclear Engineering and Radiological Sciences, Michigan. September, 2001.
- [19] X-5 Montecarlo Team. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory. April,2003.
- [20] INCA. Curso a distancia: Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis para Físicos. Río de Janeiro. 2009.
- [21] International Atomic Energy Agency, Technical Reports Series No. 398: Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos-Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. IAEA, Vienna. 2005.
- [22] Tiago Ferreyra, Wayne Rasband. ImageJ User Guide. October, 2012.
- [23] Islam Mohammad Anwarul, PhD; Mir Md. Akramuzzaman, PhD y Golam Abu Zakaria, PhD –EGSnrc. Monte Carlo-aided dosimetric studies of the new BEBIG

- ^{60}Co HDR brachytherapy source. SQUARE Hospitals Ltd, Jahangimagar University, Gummersbach Hospital-Journal of Contemporary Brachytherapy.3. Volumen 5. 2013.
- [24] T. Palani Selvam, Sahoo Sridhar, and Ramkrishna S. Vishwakarma. An analytic approach to the dosimetry of a new BEBIG ^{60}Co high-dose-rate brachytherapy source.
- [25] Buthaina ADAM. Monte Carlo Simulations of Cobalt-60 Dose rates for an Industrial Irradiator. African Institute for Mathematical Sciences (AIMS). May 19, 2007.
- [26] Tim Goorley. MCNP5 for Medical Physics Applications. April, 2005.
- [27] Devic, S., Seuntjens, J., Sham, E., Podgorask, E., Ross, C., Kirov, A., Soares, C.: Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. Med. Phys. 32 (7): 2245-2253. 2005.
- [28] Bouchard, H., Lacroix, F., Beaudoin, G., Carrier, J., Kawrakow, I.: On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. Med Phys. 36(6): 1931-1946. 2009.
- [29] Adrada A.: Análisis dosimétrico mediante películas radiocrómicas en tratamientos de IMRT. Tesis de Maestría en Física Médica. Instituto Balseiro. 2011.