

UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO

**FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA**



TESIS

**DESARROLLO DE UN FANTOMA DE ESTRUCTURA
GEODÉSICA EN BASE A PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS
PARA DOSIMETRÍA INTRACRANEAL**

PRESENTADO POR:

Bach. **MARILUZ QUISPE QUISPE**

PARA OPTAR AL TÍTULO PROFESIONAL DE FÍSICO

ASESORA:

Mgt. **CIRILA SANTA CRUZ MEJIA**

FINANCIADO POR: UNSAAC - YACHAYNINCHIS WIÑARINANPAQ

CUSCO- PERÚ

2023

INFORME DE ORIGINALIDAD

(Aprobado por Resolución Nro. CU-303-2020-UNSAAC)

El que suscribe, Asesor del trabajo de investigación/tesis titulada: "DESARROLLO DE UN FANTOMA DE ESTRUCTURA GEODÉSICA EN BASE A PELÍCULAS RADIOCRÓNICAS PARA DOSIMETRÍA INTRACRANEAL"

presentado por: MARILUZ QUISPE QUISPE con DNI Nro.: 47818456 presentado por: _____ con DNI Nro.: _____ para optar el título profesional/grado académico de FÍSICO

Informo que el trabajo de investigación ha sido sometido a revisión por 3 veces, mediante el Software Antiplagio, conforme al Art. 6° del Reglamento para Uso de Sistema Antiplagio de la UNSAAC y de la evaluación de originalidad se tiene un porcentaje de 10%.

Evaluación y acciones del reporte de coincidencia para trabajos de investigación conducentes a grado académico o título profesional, tesis

Porcentaje	Evaluación y Acciones	Marque con una (X)
Del 1 al 10%	No se considera plagio.	X
Del 11 al 30 %	Devolver al usuario para las correcciones.	
Mayor a 31%	El responsable de la revisión del documento emite un informe al inmediato jerárquico, quien a su vez eleva el informe a la autoridad académica para que tome las acciones correspondientes. Sin perjuicio de las sanciones administrativas que correspondan de acuerdo a Ley.	

Por tanto, en mi condición de asesor, firmo el presente informe en señal de conformidad y adjunto la primera página del reporte del Sistema Antiplagio.

Cusco, 29 de FEBRERO de 2024

Firma

Post firma: CIRILA SANTA CRUZ MESÍA

Nro. de DNI: 23894512

ORCID del Asesor: 0000-0002-5657-7429

Se adjunta:

1. Reporte generado por el Sistema Antiplagio.
2. Enlace del Reporte Generado por el Sistema Antiplagio: oid: 27259:336255609

NOMBRE DEL TRABAJO

**levantamiento de observaciones- tesis 9-
5F 4 diciembre .pdf**

AUTOR

MARILUZ QUISPE QUISPE

RECUENTO DE PALABRAS

13468 Words

RECUENTO DE CARACTERES

73129 Characters

RECUENTO DE PÁGINAS

84 Pages

TAMAÑO DEL ARCHIVO

2.3MB

FECHA DE ENTREGA

Feb 29, 2024 7:33 PM GMT-5

FECHA DEL INFORME

Feb 29, 2024 7:34 PM GMT-5**● 10% de similitud general**

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos.

- 9% Base de datos de Internet
- Base de datos de Crossref
- 8% Base de datos de trabajos entregados
- 1% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de contenido publicado de Crossref

● Excluir del Reporte de Similitud

- Material bibliográfico
- Material citado
- Bloques de texto excluidos manualmente
- Material citado
- Coincidencia baja (menos de 15 palabras)

Dedicatoria

Todo el esfuerzo y desempeño puesto en este trabajo es dedicado a mi familia, en especial a mi hijo Inti quien ha sido mi mayor motivación para nunca rendirme.

Agradecimientos

Agradezco a mi asesora, Mgt. Cirila Santa Cruz Mejía por su apoyo, disposición de tiempo y asesoría para el desarrollo de la tesis.

Gracias a mi coasesor Ing. Roger Challco Chalco por sus conocimientos brindados y apoyo en la elaboración de la tesis, también por sus enseñanzas y entrenamiento en Física Médica de radioterapia.

A la Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco y al programa de financiamiento de tesis de pre grado “YACHAYNINCHIS WIÑARINAMPAQ”.

Índice

Dedicatoria	2
Índice	4
Índice de figuras	7
Índice de tablas	9
Resumen	10
INTRODUCCIÓN	11
CAPÍTULO I.....	12
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	12
1.1. Situación problemática	12
1.2. Formulación del problema.....	13
1.2.1. Problema general.....	13
1.2.2. Problemas específicos	13
1.3. Justificación de la investigación	13
1.4. Objetivos de la investigación.....	14
1.4.1. Objetivo general	14
1.4.2. Objetivos específicos.....	14
CAPÍTULO II	15
MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL	15
2.1. Antecedentes de la investigación.....	15
2.1.1. Antecedentes internacionales.....	15

2.1.2. Antecedentes nacionales	17
2.1.3. Antecedentes locales	18
2.2. Bases teóricas	18
2.2.1. Radiación electromagnética	18
2.2.2 Radiación ionizante.....	19
2.2.3 La radiación ionizante para la Radioterapia.....	23
2.2.4. Dosimetría intracraneal	24
2.2.5. Películas radiocrómicas EBT3	28
2.2.6. Estructuras Geodésicas	29
2.3. Marco conceptual	33
2.4. Hipótesis	35
2.4.1. Hipótesis general.....	35
2.4.2. Hipótesis específica	35
CAPÍTULO III	36
MARCO METODOLÓGICO	36
3.1. Localización política y geográfica.....	36
3.2. Diseño y nivel de investigación.....	36
3.2.1 Diseño de la investigación.....	36
3.2.2 Nivel de investigación.....	36
3.3. Unidad de análisis.....	37
3.4. Metodología.....	37
3.4.1. Materiales y diseño de las piezas del fantoma de estructura geodésica.....	37

3.4.1.1 Materiales para el fantoma de estructura geodésica.....	37
3.4.1.2 Diseño del fantoma en base a poliedros geodésicos	37
3.4.2. Caracterización y calibración de películas radiocrómicas EBT3	43
CAPÍTULO IV	48
RESULTADOS	48
4.1. Diseño y construcción del fantoma de estructura geodésica	48
4.1.1. Programa en Matlab del diseño del fantoma de estructura geodésica	48
4.1.2. Impresión y construcción del fantoma de estructura geodésica.....	50
4.1.3. Colocación y recubrimiento del fantoma con las películas EBT3	52
4.2. Caracterización y calibración de Películas Radiocrómicas EBT3.....	56
4.3. Dosimetría intracraneal (dosis absorbida) en cada cara del fantoma	62
CONCLUSIONES	80
DISCUSIÓN.....	81
RECOMENDACIONES	82
BIBLIOGRAFÍA.....	83

Índice de figuras

Figura 1 <i>Espectro Electromagnético</i>	19
Figura 2 <i>Representación Gráfica del Efecto Eléctrico</i>	20
Figura 3 <i>Representación Gráfica del Efecto Compton</i>	21
Figura 4 <i>Representación Gráfica Creación de Pares</i>	22
Figura 5 <i>Interacciones Principales de los Fotones con la Materia</i>	22
Figura 6 <i>Distintas Imágenes de un Paciente con Varias Lesiones.</i>	28
Figura 7 <i>Composición de una Película EBT3</i>	28
Figura 8 <i>Poliedros Regulares</i>	29
Figura 9 <i>División de Triángulo</i>	31
Figura 10 <i>División de Triángulo</i>	32
Figura 11 <i>Poliedro de Frecuencia 4 (4 v)</i>	33
Figura 12 <i>Diagrama de Flujo del Algoritmo ICOSAHEDRON</i>	38
Figura 13 <i>Triángulo en SolidWorks con Lado sin Segmentar</i>	39
Figura 14 <i>Triángulo en SolidWorks con Dos Vértices</i>	39
Figura 15 <i>Triángulo en SolidWorks con Tres Vértices</i>	40
Figura 16 <i>Primera capa del fantoma de estructura geodésica.</i>	40
Figura 17 <i>Pieza de la Segunda Capa del Fantoma de Estructura Geodésica</i>	41
Figura 18 <i>Segunda Capa Completa del Fantoma de Estructura Geodésica.</i>	41
Figura 19 <i>Pieza de la Tercera Capa del Fantoma de Estructura Geodésica</i>	42
Figura 20 <i>Tercera Capa Completa del Fantoma de Estructura Geodésica</i>	42
Figura 21 <i>Ocho Películas entre Placas de Acrílico Listas para la Irradiación</i>	46
Figura 22 <i>Irradiación del Fantoma con Cuatro Campos en un Acelerador Lineal</i>	47
Figura 23 <i>Impresora FLSUN Delta</i>	50
Figura 24 <i>Poliedro Modelado en SolidWorks Primera Capa, Impreso en 3D.</i>	51

Figura 25 <i>Poliedro Impreso en 3D Segunda Capa</i>	51
Figura 26 <i>Poliedro Impreso en 3D Tercera Capa</i>	52
Figura 27 <i>Limpiatipo Compuesto de Cargas Inerte, Aceite Mineral</i>	53
Figura 28 <i>Películas Radiocrómicas (GAFCHROMIC EBT3)</i>	53
Figura 29 <i>Colocación de las Películas EBT3 en el Fantoma</i>	54
Figura 30 <i>Recubrimiento con Limpiatipo Primera Capa</i>	55
Figura 31 <i>Recubrimiento con Limpiatipo Segunda Capa</i>	55
Figura 32 <i>Recubrimiento con Limpiatipo Tercera Capa</i>	56
Figura 33 <i>Procedimiento de Retirado del Limpiatipo</i>	57
Figura 34 <i>Curva de Distribución de Dosis en Profundidad</i>	62
Figura 35 <i>Mapa de Colores en Matlab</i>	64
Figura 36 <i>Dosis Absorbida Primera Capa</i>	65
Figura 37 <i>Primera Capa con los Valores de Dosis Absorbida</i>	66
Figura 38 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza A</i>	67
Figura 39 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza B</i>	68
Figura 40 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza C</i>	69
Figura 41 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza D</i>	70
Figura 42 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa-Pieza E</i>	71
Figura 43 <i>Segunda Capa con los Valores de Dosis Absorbida</i>	72
Figura 44 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa-Pieza A</i>	74
Figura 45 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza B</i>	75
Figura 46 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza C</i>	76
Figura 47 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza D</i>	77
Figura 48 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza E</i>	78
Figura 49 <i>Tercera Capa con los Valores de Dosis Absorbida</i>	79

Índice de tablas

Tabla 1 <i>Factores de Ponderación de la Radiación W_R</i>	26
Tabla 2 <i>Factores de Ponderación de Tejidos WT</i>	26
Tabla 3 <i>Características de las Películas Radiocrómicas EBT3</i>	44
Tabla 4 <i>Primera Capa</i>	58
Tabla 5 <i>Segunda Capa</i>	59
Tabla 6 <i>Tercera Capa</i>	60
Tabla 7 <i>Valores de calibración de las películas dosimétricas gafchromic EBT3</i>	61
Tabla 8 <i>Valores de dosis calculada en cada punto</i>	61
Tabla 9 <i>Dosis Absorbida en la Primera Capa</i>	64
Tabla 10 <i>Dosis Absorbida en la Segunda Capa</i>	66
Tabla 11 <i>Dosis Absorbida en la Tercera Capa</i>	73

Resumen

En el presente trabajo de tesis se muestra la metodología de diseño de piezas, construcción de un fantoma de estructura geodésica y su posterior recubrimiento con películas radiocrómicas EBT3 (External Beam Therapy) y limpiatipo, con el objetivo de caracterizar, calibrar y realizar el análisis dosimétrico intracraneal. Se elaboró tres capas del fantoma de estructura geodésica utilizando Matlab para determinar las posiciones del poliedro geodésico. En SolidWorks se formó el poliedro en 3D. Las tres capas se imprimieron, se recubrieron con películas EBT3 con 0.5 cm de espesor de limpiatipo para cada capa, haciendo 1.5 cm en total que simulan la estructura ósea del cráneo. Posteriormente se irradió con un acelerador lineal de haz de fotones de 6 MV, también aparte las películas de 2 cm x 2 cm para obtener la curva de distribución de dosis en profundidad (PDD), donde indica la cantidad de dosis a diferentes profundidades.

Por otro lado, se realizó el análisis dosimétrico intracraneal, determinándose los valores de dosis absorbida. Analizando las tres capas se observó que la mayor dosis absorbida fue en la tercera capa con un valor de 113.64 cGy (centigray) pero no fue uniforme en todas las piezas; la primera capa recibió 15% menos dosis que la tercera capa con un valor de 96.4 cGy siendo uniforme. En la segunda capa la dosis depositada fue 9% menor que la tercera capa con un valor de 103.23 cGy.

Finalmente, los resultados de la investigación muestran que el fantoma recubierto con películas radiocrómicas EBT3, en el análisis dosimétrico son altamente sensibles, por ende se pueden usar como herramientas para calcular indirectamente la dosis absorbidas en ciertas áreas del cráneo, con el objetivo de controlar y evitar la exposición innecesaria a dosis altas en tratamientos oncológicos.

Palabras calves: estructura geodésica, fantoma, dosimetría, películas EBT3

INTRODUCCIÓN

Actualmente el cáncer es un problema de salud pública a nivel mundial que afecta a toda la población sin excepción de su etnia o situación económica. La mayor parte de los cánceres se originan a partir de una célula. Ésta célula necesita una suma de situaciones para que ella adquiera características de malignidad (A. Martínez, 2005). En la lucha contra el cáncer se utilizan una gran variedad de tipos de tratamiento como la cirugía, radioterapia, braquiterapia y quimioterapia. Casi la mitad de las personas que padecen cáncer reciben radioterapia durante su tratamiento, más de una vez (Informe de la Sociedad Americana ContraEl Cáncer, 2019). La radioterapia es un tratamiento que utiliza partículas u ondas de alta energía, tales como rayos X, rayos gamma, rayos de electrones o de protones; para destruir células cancerosas (Instituto Nacional del Cáncer, 2019). Uno de los equipos que se utiliza paratratamiento de radioterapia son los aceleradores lineales, éstos equipos son máquinas de radioterapia externa que genera rayos X, mediante la aceleración de electrones que chocan y producen radiación de frenado. En muchos casos los aparatos también son capaces de administrar radioterapia al paciente, con electrones (A. Martínez, 2005).

En el tratamiento de radioterapia se destruyen células cancerosas, pero también células aledañas a dichas células cancerosas. Por lo cual, se debe trabajar en el control de calidad y el análisis dosimétrico, para tener una óptima irradiación y control de la dosis. Por lo que para el control de la dosis y de la calidad se utilizan las películas radiocrómicas EBT3, y terapia de haz externo (EBT3: External Beam Therapy). Para un mejor control de dosis se recurre a fantomas que simulan partes del cuerpo, con los que se pueden realizar un análisis dosimétrico íntegro.

En el presente trabajo de tesis se muestra la elaboración de un fantoma de estructura geodésica en base a películas radiocrómicas EBT3, para dosimetría intracraneal, con el objetivo de poder utilizarla como herramienta de simulación antes de la atención a los pacientes que padecen cáncer o tienen tumores cerebrales.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Situación problemática

En los últimos años, se han desarrollado técnicas de Radioterapia (RT) tales como Radioterapia de intensidad modulada (IMRT: Intensity modulated radiotherapy), Arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT: Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy) y Radiocirugía estereotáctica (SRS: Stereotactic Radiosurgery) para mejorar la dosis suministrada al blanco (células cancerosas), mientras se reduce la dosis a los tejidos circundantes. En la actualidad, ya se cuenta con la tecnología para tratar más de un tumor intracraneal de dimensiones pequeñas (menores de $3,0 \text{ cm}^3$ de volumen) utilizando SRS (González Gálvez, 2018).

La dosimetría en los tratamientos de RT puede ser complicada e inexacta debido a los altos gradientes de dosis que los caracteriza, por lo que es necesario el análisis dosimétrico de cada plan de tratamiento antes de tratar al paciente. Uno de los sistemas más usados para la dosimetría en radioterapia y el control de calidad en los tratamientos es el sistema de película radiocrómica (Marroquín, 2016).

Estos detectores poseen buenas cualidades para la dosimetría tales como: alta resolución espacial, presentan equivalencia a tejido, proceso de auto revelado, independencia con la tasa de dosis y poca dependencia con la energía en el intervalo de mega voltaje. Sin embargo, este sistema debido a su estructura geométrica es bidimensional (Marroquín, 2016). Para realizar el análisis dosimétrico de algunos tratamientos (especialmente para los tratamientos

intracraneales) se requiere la dosimetría en superficies esféricas lo cual se puede realizar con la película radiocrómica EBT3.

Debido a ésto se ha diseñado un modelo de fantoma de poliedro geodésico que se aproxima a una superficie esférica para poder realizar la dosimetría con películas radiocrómicas EBT3.

1.2. Formulación del problema

1.2.1. Problema general

¿Es posible realizar el análisis dosimétrico usando películas radiocrómicas en un fantoma intracraneal de estructura geodésica?

1.2.2. Problemas específicos

1. ¿Será posible diseñar las piezas del fantoma de estructura geodésica y construirlo?
2. ¿Es posible caracterizar y calibrar las películas radiocrómicas del fantoma de estructura geodésica?
3. ¿Es posible irradiar el fantoma de estructura geodésica y realizar el análisis dosimétrico intracraneal?

1.3. Justificación de la investigación

La dosimetría es una prueba realizada con el fin de planificar un tratamiento de radioterapia, para la prevención de la aparición de efectos dañinos ocasionados por la exposición a las radiaciones ionizantes.

El presente trabajo de investigación, realizado a nivel práctico permite, la construcción de una nueva herramienta para realizar el análisis dosimétrico en el tratamiento intracraneal. Además, permite el cálculo dosimétrico en superficies esféricas, así como posteriores estudios con fantomas esféricos.

El trabajo de investigación es muy importante en el ámbito de la salud, sobre todo en el campo de la radioterapia, porque beneficiará a los pacientes que tienen tumores en la cabeza, ya que se tendrá referencia de la profundidad a la que llega el haz de fotones de 6 MV, al momento de que los pacientes sean sometidos a tratamiento con radiación ionizante, garantizando un adecuado tratamiento.

1.4.Objetivos de la investigación

1.4.1. Objetivo general

Realizar el análisis dosimétrico usando películas radiocrómicas en un fantoma intracraneal de estructura geodésica.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Diseñar las piezas del fantoma de estructura geodésica y construirlo
2. Caracterizar y calibrar las películas radiocrómicas del fantoma de estructura geodésica.
3. Irradiar el fantoma de estructura geodésica y realizar el análisis dosimétrico intracraneal.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

2.1. Antecedentes de la investigación

2.1.1. Antecedentes internacionales

1. **Costa et al., (2020)**, Este trabajo titulado “Desarrollo e implementación de un Fantoma para la dosimetría con bisturí de rayos gamma”, fue publicado en la revista Radiation Physics and Chemistry, en Reino Unido.

El objetivo de este trabajo fue evaluar la implementación de las recomendaciones TRS 483 (protocolo para la dosimetría para campos estáticos pequeños) para la dosimetría Gamma Knife, utilizando dos cámaras de micro ionización, Exradin A16 y PTW Pinpoint 3D 31016. Además, un maniquí acrílico con las mismas dimensiones que las proporcionadas por Elekta, Gamma, fue construido como alternativa. El fantoma se caracterizó para su implementación en la dosimetría Gamma Knife y ser utilizado como parte de un kit de auditoría por un Laboratorio de Dosimetría Estándar Secundario (SSDL) en Brasil. Los resultados de las mediciones de la dosis absorbida, utilizando el maniquí de acrílico diseñado, mostraron resultados comparables a los obtenidos con los maniqués disponibles comercialmente. En conclusión, el nuevomaniquí es adecuado para referencia con bisturí de rayos gamma y dosimetría relativa.

2. **Vaiano et al., (2019)**, desarrolló un método novedoso para la lectura de películas radiocrómicas EBT3 a niveles de dosis altas. Este Artículo fue publicado en la revista Physica Medica, en Italia. El objetivo de este artículo fue medir la dosis absorbida por las películas EBT3 Gafchromic expuestas a un haz de electrones de 1MeV y Rayos X de 250 kV en el rango de 0,5 a 100 Gy. Otro objetivo fue proponer una nueva técnica destinada a extender la sensibilidad de la película EBT3 a dosis altas de hasta 100 Gy mientras se asegura una incertidumbre de dosis baja. La técnica está en función del análisis de banda

ancha del espectro de absorción de la película en respuesta a la irradiación. Los resultados mostraron que el EBT3 está diseñado para aplicaciones donde la dosis máxima es menor a 10 Gy. Al combinar un enfoque basado en la longitud de onda con el seguimiento de dos picos característicos del espectro de absorción de EBT3, se demostró la capacidad de medir la dosis en el rango de 0,5 a 100 Gy con una incertidumbre experimental inferior al 4% para dosis inferiores a 5,52 Gy e inferiores a 2% para niveles de dosis más altos. En conclusión, muestran mediante un procedimiento de ajuste dinámico que integra los dos enfoques antes mencionados, se logró una incertidumbre total inferior al 4%, incluidos los errores experimentales y de ajuste, en todo el rango de 0,5 a 100 Gy.

3. **Mosquera, (2019)**, Este trabajo es una tesis titulada “Análisis dosimétrico de un detector micro-diamante PTW 60019(SCDD) para dosimetría clínica de un acelerador lineal (clinac ix), en haces de fotones de 6 MeV”, fue realizada en Bogotá Colombia. El objetivo fue Validar el uso del detector microDiamond PTW60019 para dosimetría de fotones de 6 MeV de uso clínico, mediante el análisis dosimétrico de las magnitudes físicas que influyen en la determinación de la dosis absorbida en agua, caracterizar las propiedades dosimétricas principales del detector microDiamond PTW60019, realizar las pruebas de dosimetría absoluta para fotones de 6 MeV utilizando el detector microDiamond PTW60019; obteniendo el coeficiente de calibración del detector por medio de una calibración cruzada, adquirir los porcentajes y perfiles de dosis en profundidad para campos pequeños. Como resultado se tiene que el detector microDiamond presentó una alta estabilidad con un índice de variación máximo de 0.98%. En un rango de 2 a 1500 UM el detector puede ser usado como dosímetro debido a su alta linealidad, el tamaño de campo dosimétrico está altamente relacionado con la planicidad del perfil de dosis; a medida que aumenta la planicidad del perfil, el tamaño de campo dosimétrico se acerca al valor del campo calculado geoméricamente.

La simetría obtenida a partir del perfil registrado por el detector microDiamond presenta mayores fluctuaciones locales del campo debido a su alta resolución espacial.

2.1.2. Antecedentes nacionales

1. **González Gálvez, (2018)**, realizó el control de Calidad de Radiocirugía Estereotáxica de múltiples metástasis Intracraneales con Arcoterapia volumétrica modulada, usando películas dosimétricas y en dosimetría termo luminiscente (TLD). Tesis realizada en la UNI, Lima. El objetivo de esta tesis es comprobar que la dosis absorbida planificada en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) es comparable con la dosis absorbida administrada al paciente, realizando todo el procedimiento del tratamiento de radiocirugía estereotáctica (SRS) a un paciente que tiene diecinueve metástasis intracraneales. Como conclusión Analizó la dosis absorbida planificada en el TPS con la dosis absorbida entregada por el acelerador lineal, en el control de calidad (CC) de un tratamiento de SRS de múltiples metástasis intracraneales con VMAT, usando películas dosimétricas Gafchromic EBT3 y TLD. Las Películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 muestran mejores resultados para realizar el CC en un tratamiento de SRS con múltiples metástasis intracraneales, debido a su resolución espacial, superando al arreglo de diodos y a los TLD, según los resultados obtenidos. El CC del tratamiento de SRS es fundamental para garantizar que la dosis absorbida calculada presenta una mínima diferencia porcentual comparada con la dosis absorbida irradiada al paciente, ya que las tolerancias en un tratamiento de SRS son más críticas que las de radioterapia convencional.

2. **Huaman, (2022)**, este trabajo titulado “determinación de los tiempos de irradiación mediante dosimetría de películas radiocrómicas EBT3 y el equipo electrónico INTRABEAM con aplicadores cilíndricos de 2 cm y 2.5 cm de diámetro para el tratamiento de cáncer vaginal y endometrio”. Tesis realizada en la Universidad Nacional de San Marcos, Lima. El objetivo es determinar y optimizar los tiempos de irradiación de los aplicadores cilíndricos de INTRABEAM con 2.0 cm y 2.5 cm de diámetro, utilizando películas radiocrómicas

EBT3 con una prescripción de dosis de 5 Gy a 5 mm de profundidad para una distribución homogénea de dosis, calibrar las películas radiocrómicas EBT3 con aplicadores cilíndricos de INTRABEAM, determinar la dosis absorbida de los aplicadores cilíndricos por medio de la cámara de ionización a diferentes posiciones, determinar y optimizar los tiempos de irradiación mediante el análisis de curvas de isódosis de las películas. Muestra como resultado que los tiempos de irradiación fueron optimizados con éxito mostrando una distribución homogénea de dosis, la calibración de las películas EBT3 se realizó con éxito, la tasa de dosis para el aplicador de 25 mm de diámetro resulto menor al aplicador de 20 mm de diámetro. Existe una sobre estimación de las medidas obtenidas por las películas radiocrómicas ponderadas con los tiempos de permanencia respecto a las obtenidas por la cámara de ionización.

2.1.3. Antecedentes locales

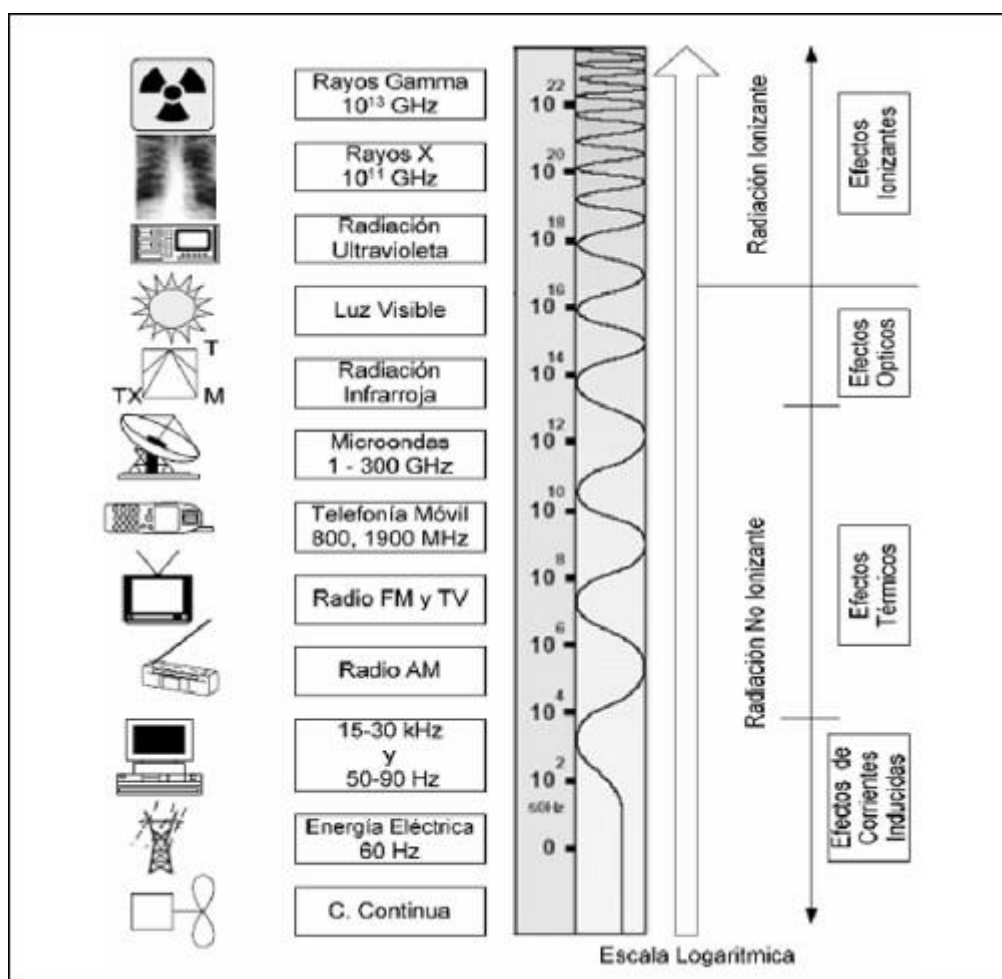
Respecto a los antecedentes locales, se buscó en diferentes bases de datos y artículos, pero no se encontró trabajos relacionados al tema. También se buscó en Ciencias de la Salud en el repositorio de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco y en otras instituciones relacionados con la salud del ser humano, sin resultado alguno.

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Radiación electromagnética

La radiación electromagnética es una combinación de campos magnéticos y campos eléctricos que viajan en el espacio vacío en forma de ondas. En el espectro electromagnético, las radiaciones más importantes son: radiación infrarroja, luz visible, radiación ultravioleta, rayos x y rayos gama (Revuelta et al., 2008). Las radiaciones electromagnéticas se clasifican mediante el espectro electromagnético de frecuencias y longitud de onda:

Figura 1 Espectro Electromagnético



Fuente: (Revuelta et al. 2008)

2.2.2 Radiación ionizante

La radiación ionizante es energía transportada por varios tipos de partículas y rayos emitidos por material radioactivo, aparatos de rayos X y por elementos combustibles en reactores nucleares. La radiación ionizante incluye a las partículas alfa, partículas beta, rayos X y rayos gamma. Las partículas alfa están compuestas de átomos de helio (dos protones y dos neutrones), y beta compuestas de haz de electrones o positrones, son esencialmente pequeños fragmentos de átomos que se mueven rápidamente. Recordemos que los rayos X y rayos gamma

son radiaciones de naturaleza electromagnética. Estas partículas y rayos tienen suficiente energía como para producir ionizaciones de los átomos del medio o materia que es irradiado.

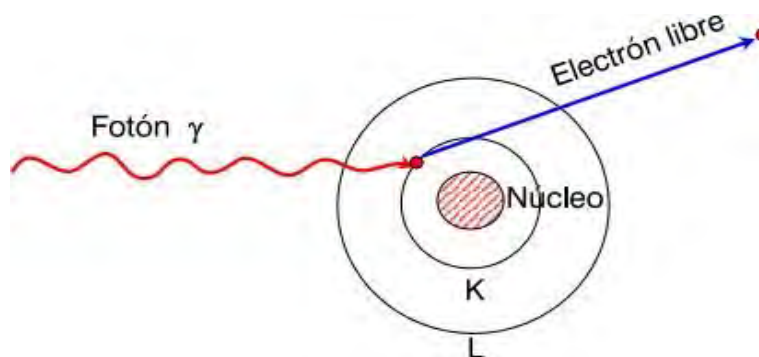
La radiación ionizante se clasifica en dos: la directa e indirecta.

Según Cherry et al., (2012), la radiación ionizante directa consta de partículas cargadas, que son los electrones energéticos, los positrones, los protones, las partículas alfa, los mesones cargados, los muones e iones pesados. Por otro lado, la radiación ionizante indirecta consta de rayos X, rayos gamma y todos los neutrones. La característica de estas radiaciones es que no tienen carga eléctrica.

Los fotones de rayos gamma y rayos X interactúan con la materia y causan ionización, generando tres fenómenos estudiados:

1.Efecto fotoeléctrico: Cuando un fotón interactúa con un átomo neutro, el fotón desaparece transfiriendo su energía a un electrón ligado al átomo. Este electrón ligado es expulsado del átomo y su energía es menor que el fotón incidente. Una característica de este efecto es que se produce cuando la energía de los fotones es más baja, en el rango de 10 keV – 900 keV (Chiossi, 2008).

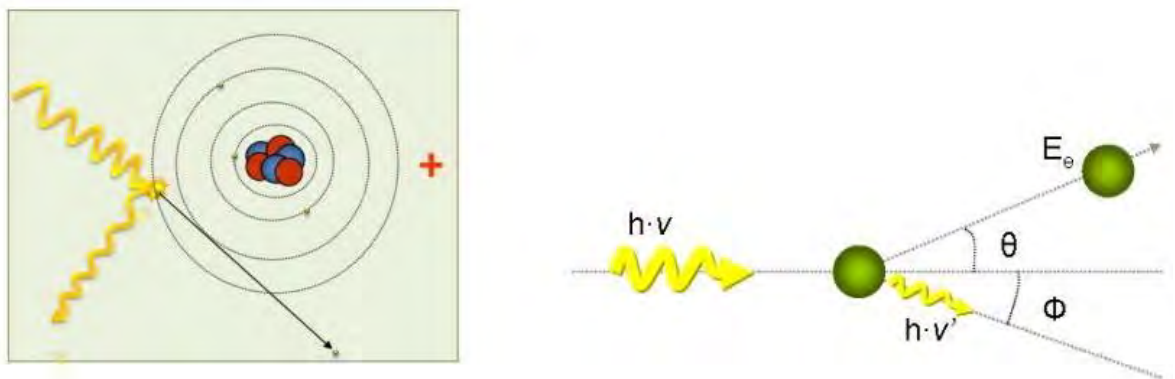
Figura 2 Representación Gráfica del Efecto Eléctrico



Fuente: (Miguel Alcaraz, 2013)

2.Efecto Compton: Este efecto ocurre cuando un fotón incidente choca con un electrón no rígidamente ligado al átomo, después del choque el fotón se dispersa en una dirección diferente con energía disminuida y el electrón se mueve en otra dirección, dejando el átomo ionizado. Una característica de este efecto es que se produce cuando la energía del fotón es intermedia, en el rango 100 keV – 10 MeV (Chiossi, 2008).

Figura 3 Representación Gráfica del Efecto Compton



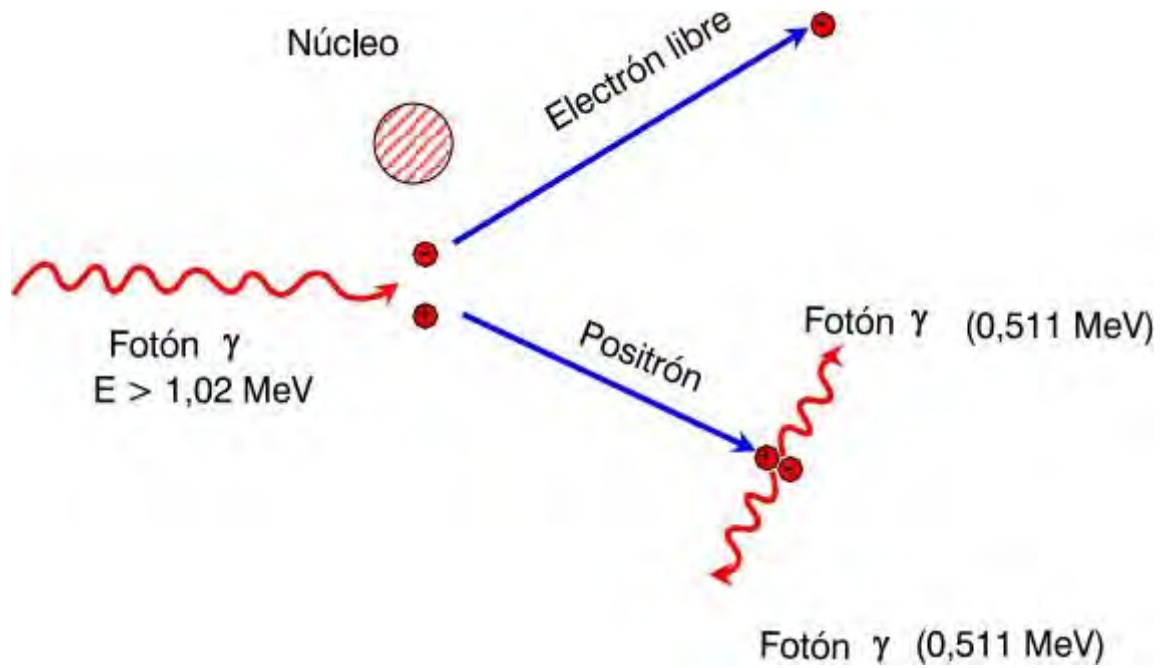
Fuente: (Miguel Alcaraz, 2013)

$$h \cdot v = h \cdot v' + E_e \quad (1)$$

Donde: $h \cdot v$ es la energía del fotón, $h \cdot v'$ es la energía del fotón disperso, E_e es la energía del electrón.

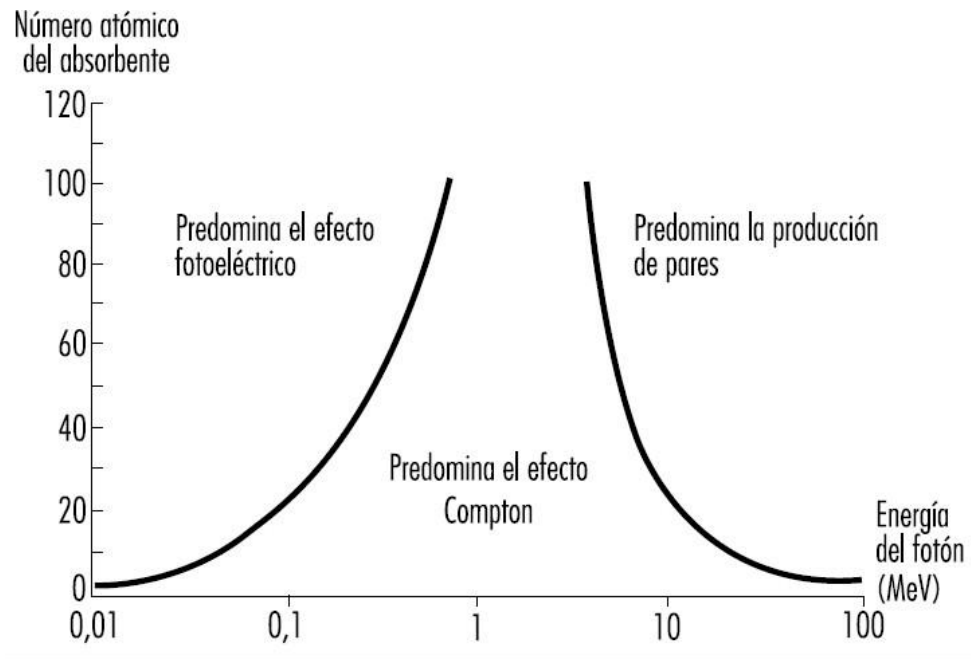
4. Producción de pares: Este efecto ocurre cuando un fotón de alta energía incide en el campo eléctrico intenso cercano al núcleo de un átomo, el fotón desaparece y se convierte en un par electrón -positrón. El par electrón-positrón es expulsado del átomo. Este efecto solo es posible cuando la energía sea superior a 10 MeV (Chiossi, 2008).

Figura 4 Representación Gráfica Creación de Pares



Fuente: (Miguel Alcaraz, 2013)

Figura 5 Interacciones Principales de los Fotones con la Materia



Fuente: (Cherry et al. 2012)

2.2.3 La radiación ionizante para la Radioterapia

Las aplicaciones de radiación ionizante en la medicina son variadas, uno de ellos es la radioterapia; la cual se utiliza como tratamiento para el cáncer a través del uso de radiación de alta energía o ionizante con el fin de dañar el ADN de las células cancerosas, eliminando así su capacidad de dividirse y crecer.

Esta técnica se puede aplicar con diferentes objetivos. Puede usarse como tratamiento, con el fin de erradicar la enfermedad o eliminar un tumor (maligno o benigno). La radiación en este caso irá directamente a las células tumorales, así como a las zonas con una probabilidad relevante de que dicha enfermedad aparezca.

Por otro lado, la radioterapia puede ser utilizada como método paliativo, con el fin de disminuir o minimizar los síntomas de una enfermedad de la que no existe cura.

Un dispositivo que consigue emitir radiaciones (electrones o fotones) de alta energía, es el acelerador lineal de partículas (LINAC), que apareció en 1953, junto con el uso del cobalto; dos de los principales eventos que han marcado la historia de la radioterapia. Hoy en día, se utilizan aceleradores lineales o fuentes radioactivas (insertadas en el interior del paciente) para administrar la radiación adecuada en radioterapia.

Actualmente, los LINAC han sustituido a las bombas de cobalto, ya que éstos pueden emitir haces mucho más intensos y precisos. Además, al ser de tan alta energía penetran y depositan dosis en mayor profundidad. Cuando la radioterapia es administrada a distancia, como ocurre en el caso de la unidad de cobalto y el LINAC, se denomina teleterapia o radioterapia externa, y cuando se administra de cerca a partir de la colocación de fuentes radiactivas dentro del paciente, se denomina braquiterapia.

La planificación de radioterapia se realizaba con radiografías simples y verificaciones bidimensionales (2D), lo cual dificultaba al radioterapeuta la localización exacta del tumor.

Esto llevó al desarrollo de la radioterapia conformada en tres dimensiones (RT3D), la cual combina la tomografía Axial Computarizada (TAC) con sistemas informáticos de cálculo de dosis para obtener imágenes virtuales de los volúmenes (3D) para lograr una mejor concentración de la dosis.

Con el fin de obtener una mejor delimitación del volumen tumoral se incorporaron técnicas de imagen como la Resonancia Magnética Nuclear (RMN), la ecografía y la tomografía por emisión de positrones (PET: Positron Emission Tomography).

Según Prieto Escribano (2018), con el uso de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se logra modular la intensidad del haz de radiación a través del uso de sofisticados sistemas informáticos de planificación dosimétrica y aceleradores lineales modernos con colimador multiláminas para obtener una alta dosis en el tumor y la mínima en el tejido sano. La radioterapia en 4D cuenta con los movimientos fisiológicos de los órganos, como el movimiento del corazón o los pulmones, entre otros.

2.2.4. Dosimetría intracraneal

La dosimetría es la técnica que se emplea para medir la exposición a la radiación ionizante. Se encarga de medir la dosis absorbida, que realizan los tejidos intracraneales, de ésta radiación. Estudiar la absorción de los tejidos nos sirve para investigar posibles consecuencias que puede llegar a tener la radiación y cuáles son los límites razonables de exposición.

2.2.4.1 Cantidades, unidades y definiciones de Dosimetría

La comisión internacional de protección radiológica (CIPR) establece normas para la utilización de cantidades y unidades en seguridad radiológica. A continuación, se define las siguientes cantidades y unidades.

Dosis absorbida: Según (Cherry et al., 2012), es la cantidad dosimétrica fundamental de la radiación ionizante. Se representa con:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2)$$

Donde: D es la dosis absorbida, $d\epsilon$ es la energía media impartida a la materia utilizada en el fantoma, dm es la unidad de masa. La unidad es el Joule por kilogramo (J/kg), que tiene el nombre de Gray (Gy).

Dosis equivalente: según Cherry et al., (2012), la dosis equivalente H_T es la dosis absorbida promediada para un tejido u órgano.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (3)$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada para todo el tejido u órgano T debida a la radiación R y W_R es el factor de ponderación radiológica. La unidad de medida es J/kg. Cuyo nombre es sievert (Sv)

Dosis efectiva: Según Cherry et al., (2012), la dosis efectiva E es la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los tejidos y órganos.

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (4)$$

Donde W_T es el factor de ponderación tisular y H_T es la dosis equivalente del tejido T.

Factor de ponderación radiológica: El factor de ponderación radiológica W_R es un número que representa un tipo y una energía de radiación R dado, representa el valor de eficacia biológica relativa de dicha radiación para inducir efectos estocásticos (cuya probabilidad de que aparezca aumenta con la dosis de la radiación, pero la gravedad es la misma) en dosis baja (Cherry et al., 2012).

Tabla 1 Factores de Ponderación de la Radiación W_R .

Tipo o rango de la energía	W_R
Fotones, toda las energías	1
Electrones y muones menor a 10 keV	1
Neutrones < 10 keV	5
Neutrones 10keV a 100keV	10
Neutrones 100 keV a 2MeV	20
Neutrones 2MeV a 20 MeV	10
Neutrones Mayor a 20 MeV	5
Protones, distinto de los protones de retroceso > 20 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20

Fuente: (Cherry et al. 2012)

En la tabla 1, se muestra los factores de ponderación para los distintos tipos de radiaciones ionizantes, los valores se refieren a la radiación incidente en el cuerpo.

Factor de ponderación tisular: El factor de ponderación tisular W_T , representa la contribución del tejido u órgano T al efecto lesivo total, debido a los efectos estocásticos resultantes de la irradiación uniforme de todo el cuerpo (Cherry et al., 2012).

Tabla 2 Factores de Ponderación de Tejidos W_T

Tejido u órgano	W_T
Gónadas	0,2
Médula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,05
Mama	0,05
Hígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Piel	0,01
Superficie ósea	0,01
Resto	0,05

Fuente: (Cherry et al., 2012)

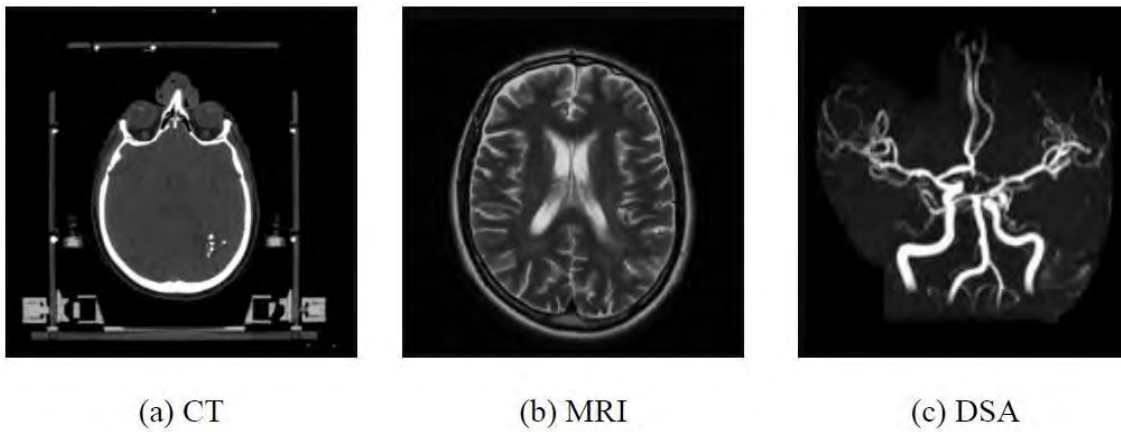
2.2.4.2 Radiocirugía estereotáctica (SRS) para enfermedad intracraneal

La radiocirugía estereotáctica es una técnica para entregar altas dosis (Mayores a 10 Gy) de radiación ionizante a pequeños blancos (Menores a 4 cm), incluyendo también una caída de dosis considerable fuera del blanco, lo que genera que no dañe células aledañas. Esta técnica es utilizada para lesiones intracraneales, tumores benignos y malignos (Campos & Daniel, 2018).

Según Gonzáles Gálvez (2018), la SRS es una terapia bien establecida para el manejo de la enfermedad intracraneal metastásica. Los pacientes que desarrollan cáncer con metástasis cerebral presentan más de una lesión y la SRS se ha utilizado para tratar lesiones múltiples. Distintas formas de SRS, se han desarrollado a lo largo del tiempo como Gamma Knife, CyberKnife, y la radioterapia conformacional por aceleradores lineales (LINACS).

Para la planificación de una SRS se utilizan otras técnicas como la tomografía computada (computer tomography: CT), imágenes de resonancia magnética (magnetic resonance imagen: MRI) y angiografía por sustracción digital (digital subtraction angiography: DSA). Se aplica todas éstas técnicas para conocer las coordenadas del tumor, diferenciar entre el tumor y el tejido normal.

Figura 6 Distintas Imágenes de un Paciente con Varias Lesiones.

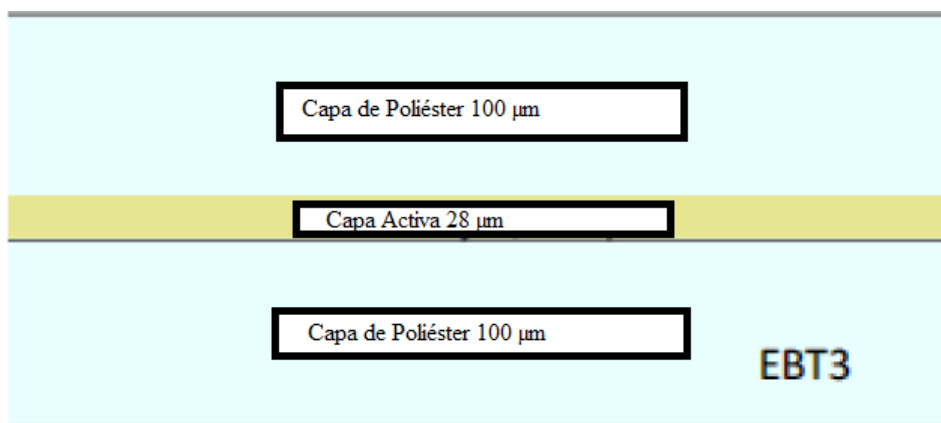


Fuente: (Campos & Daniel ,2018)

2.2.5. Películas radiocrómicas EBT3

Las películas EBT3 son fabricadas mediante laminación de una capa activa entre dos capas de poliéster idénticas. El poliéster tiene un tratamiento superficial especial que contiene partículas microscópicas de sílice (SiO_2) que mantiene un espacio entre la superficie de la película y de la ventana de cristal en un escáner de superficie plana (Campos & Daniel, 2018).

Figura 7 Composición de una Película EBT3



Fuente: (Campos & Daniel ,2018)

Según De León Alfaro et al., (2015), las películas EBT3 resaltan la respuesta a fotones y la exposición de protones, el análisis de uniformidad de la película, la dependencia de orientación de la película y la coloración posterior a la exposición. La capa más sensible de esta película radiocrómica contiene mayormente Carbono (42%), hidrogeno (39%) y oxigeno (16%) y en menor proporción Nitrógeno, Litio y Cloro con (1%), (0.3%) y (0.3%) respectivamente. Por otro lado, otra característica de la EBT3 es que presenta un color mate que evita la formación de anillos de Newton.

2.2.6. Estructuras Geodésicas

2.2.6.1 Subdivisión geodésica

Las estructuras geodésicas nacieron junto con las cúpulas geodésicas, que se han diseñado desde principios del siglo XX. Todas las cúpulas se han diseñado utilizando octaedros, dodecaedros e icosaedros. Por tener triángulos como caras, además el icosaedro es el poliedro más popular para la construcción de domos geodésicos, porque tiene más caras.(Dueñas Osuna, 2013).

Figura 8 *Poliedros Regulares*



Fuente: (Dueñas Osuna, 2013)

La cúpula se considera geodesica, siempre y cuando todos y cada uno de los vértices que la componen estén en contacto con la esfera hipotética que comprende la cúpula. Los poliedros

regulares ya poseen esta particularidad, siendo que todo sus vértices ya estan en contacto con la esfera que lo rodea.(Quesada, 2006)

2.2.6.2 clases de división

Se expone dos métodos principales para desarrollar las divisiones de las caras de los poliedros regulares y sus posteriores mallas geodésicas.

Clase I: La clase I está basado en poliedros regulares, siendo posible aplicarle valores de frecuencias pares e impares. Para despejar el número de caras, vértice y aristas, se genera a partir de cada frecuencia, haciendo uso de las siguientes expresiones:

$$V' = (V - 2) \times v^2 + 2 \quad ; \quad C' = c \times v^2 \quad ; \quad A' = A \times v^2 \quad (5)$$

Donde:

V = Número de vértices del poliedro original.

C = Número de caras del poliedro original.

A = Número de aristas del poliedro original.

V' = Número de vértices que surgen de aplicar la frecuencia.

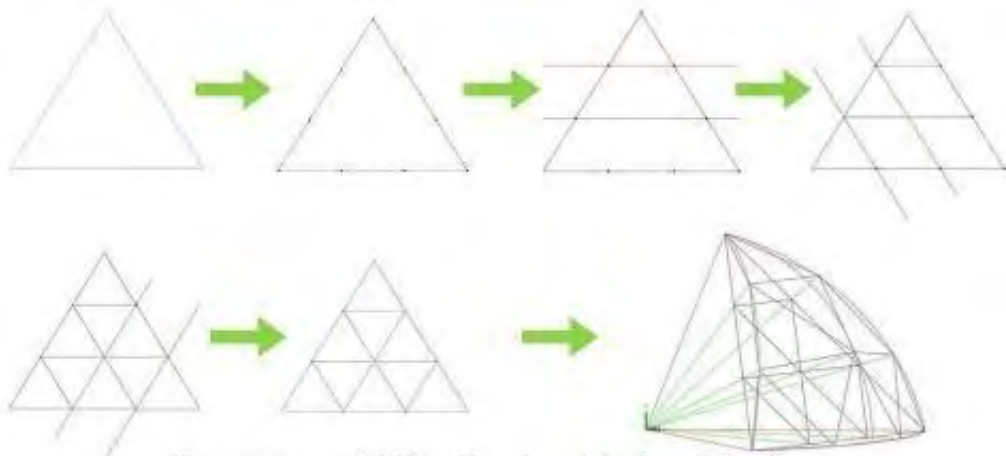
C' = Número de caras que surgen de aplicar la frecuencia.

A' = Número de aristas que surgen de aplicar la frecuencia.

v = Frecuencia

Este método subdivide cada cara del triángulo en frecuencia elegida.

Figura 9 *División de Triángulo*



Fuente: (Peñalver, 2017)

Clase II: La clase II está basada en los poliedros irregulares, por lo que únicamente es posible aplicar a frecuencias pares. Para despejar el número de caras, vértice y aristas se genera a partir de cada frecuencia, se hace uso de las siguientes expresiones.

$$V = v + 2 \quad ; \quad C = 2(v) \quad ; \quad A = 3(v) \quad ; \quad v = \frac{14 \times v^2}{2} \quad (6)$$

Donde:

V = Número de vértices del poliedro original.

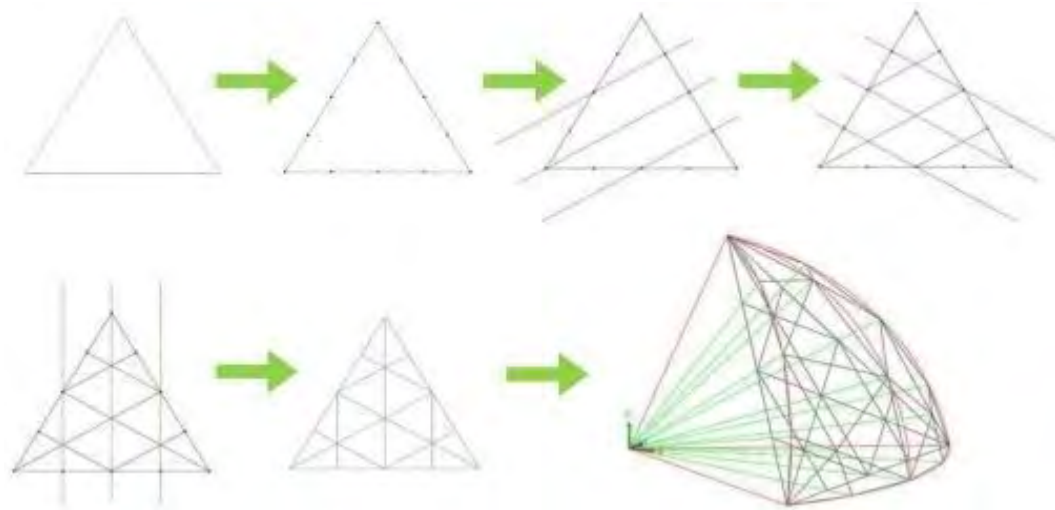
C = Número de caras del poliedro original.

A = Número de aristas del poliedro original.

v = Frecuencia

Este método subdivide cada cara del triángulo en la frecuencia elegida, siempre que la frecuencia sea número par. La subdivisión de Clase II da como resultado un inventario más pequeño de diferentes longitudes, pero una mayor variación entre las longitudes, por lo que la distribución de esfuerzos es menos uniforme en la subdivisión de Clase II (Peng, 2016).

Figura 10 *División de Triángulo*

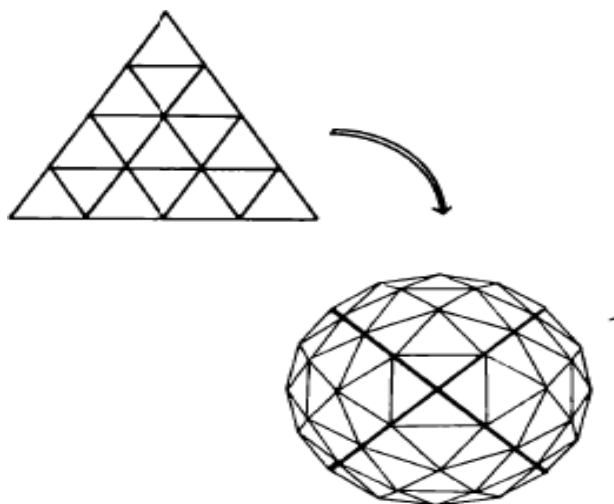


Fuente:(Peñalver, 2017)

Se recuerda que las líneas que delimitan los triángulos son segmentos no curvos y no acordes a las aristas.

No hay límite para la subdivisión de frecuencias, por lo que se genera una cara de un octaedro de cuatro frecuencias (4 v) y se muestra el poliedro que se genera.

Figura 11 Poliedro de Frecuencia 4 (4 v)



Fuente: (Kenner,2003).

En la figura 11, se muestra la cara principal de un icosaedro utilizado para la construcción de una cúpula geodésica de frecuencia 4 (frecuencia: partes iguales en las que se dividen las aristas de las caras principales del poliedro utilizado como referencia para la subdivisión de la esfera).

2.3. Marco conceptual

Radiación electromagnética: Término técnico acuñado para la luz, y que no sólo incluye la luz visible, sino que abarca desde las longitudes de onda de radiofrecuencia de radio frecuencia hasta las longitudes de onda de rayos gamma.

Fantoma: Instrumento especialmente diseñado, que simula características del cuerpo humano, ya sea completas o parciales.

Dosimetría: Es el cálculo de dosis absorbida en tejido y materia, como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta.

Radiación ionizante directa: Consta de partículas cargadas, que son los electrones energéticos, los positrones, los protones, las partículas alfa, los mesones cargados, los muones e iones pesados.

Radiación ionizante indirecta: Consta de rayos X, rayos gamma y todos los neutrones. La característica de estas radiaciones es que no tiene carga.

Radioterapia: Tratamiento para el cáncer a través del uso de radiación de alta energía o ionizante con el fin de dañar el ADN de las células cancerosas, eliminando así su capacidad de dividirse y crecer.

Acelerador lineal de partículas (LINAC): Dispositivo que consigue emitir radiaciones (electrones o fotones) de alta energía.

Dosis absorbida: Se define como la energía media impartida a la materia de masa m . La unidad es el julio por kilogramo (J/kg).

Dosis equivalente: Es la dosis absorbida promediada para un tejido u órgano.

Dosis efectiva: Es la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los tejidos y órganos.

Radiocirugía estereotáctica: Una técnica para entregar altas dosis (Mayores a 10 Gy) de radiación ionizante a pequeños blancos (Menores a 4 cm).

Geodésica: En geometría, la línea geodésica es una distancia de mínima longitud que une 2 puntos en una superficie dada.

Cúpula geodésica: Es una esfera geodésica que se genera a partir de un icosaedro o un dodecaedro.

ImageJ: Es un programa para procesar imágenes digitales. Con imageJ se puede mostrar, editar, analizar, procesar, guardar e imprimir imágenes de 9 bits (256 colores), 16 bits (miles de colores) y 32 bits (millones de colores).

Unidades monitor: Es la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal, o sea es el tiempo medido en unidades físicas de administración de radiación por el equipo de acelerador lineal.

Campo: Es una región del espacio donde se enfoca el haz de radiación ionizante.

2.4. Hipótesis

2.4.1. Hipótesis general

El fantoma intracraneal basado en estructuras geodésicas recubiertas con películas radiocrómicas permiten realizar el análisis dosimétrico.

2.4.2. Hipótesis específica

1. Las piezas impresas del diseño del fantoma de estructura geodésica con el software SolidWorks, permite construir el fantoma y recubrimiento con películas radiocrómicas.
2. La caracterización y calibración de las películas radiocrómicas nos permite obtener la curva de dosis en profundidad.
3. La irradiación del fantoma de estructura geodésica recubierto con películas radiocrómicas permite realizar el análisis dosimétrico intracraneal.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1. Localización política y geográfica

El presente trabajo se desarrolló en dos lugares. El primer lugar fue en la clínica Oncosur que está ubicado en el departamento del Cusco, Av. Machupicchu 278, distrito San Sebastián, donde se elaboró el plan de tesis, y se logró imprimir las partes del fantoma de estructura geodésica. El segundo lugar fue en la clínica Radioterápica S.A.C., ubicado en el departamento de Ica, Av. las Begonias Nro. 20, donde se irradió y se caracterizó el fantoma de estructura geodésica, así mismo se realizó el análisis dosimétrico.

3.2. Diseño y nivel de investigación

3.2.1 Diseño de la investigación

De acuerdo a Sampieri (2018), el diseño cualitativo utiliza la recolección y análisis de los datos para afinar las preguntas de investigación o revelar nuevas interrogantes en el proceso de interpretación.

En esta tesis, durante el desarrollo de la investigación se manipuló la cantidad de radiación sobre el fantoma desarrollado con recubrimiento de película radiocrómica EBT3.

3.2.2 Nivel de investigación

Según Sampieri, (2018), “ El nivel o alcance de una investigación es exploratorio, descriptivo, correlacional y explicativo”

El nivel de esta investigación, es descriptivo y explicativo. Nivel descriptivo porque, se tiene como objetivo especificar propiedades y características de las variables. Nivel explicativo porque busca el entendimiento de los conceptos y variables del fenómeno.

3.3. Unidad de análisis

Para Sampieri, (2018), “ La unidad de análisis son los sujetos a los cuales se realizan mediciones”. En el presente trabajo la unidad de análisis es el fantoma de estructura geodésica con películas radiocrómicas.

3.4. Metodología

3.4.1. Materiales y diseño de las piezas del fantoma de estructura geodésica.

3.4.1.1 Materiales para el fantoma de estructura geodésica

Para el desarrollo del fantoma de estructura geodésica en base a películas radiocrómicas se utilizó:

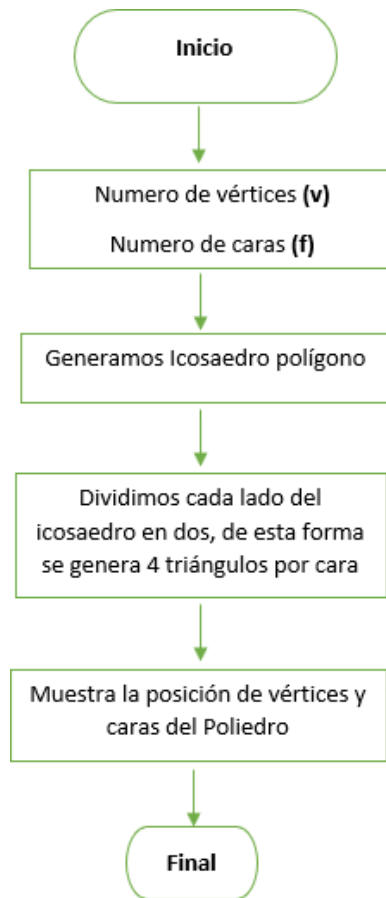
- **Filamento PLA:** Los filamentos PLA (ácido poliláctico) son un tipo de termoplástico hecho a base de maíz o caña de azúcar, utilizado comúnmente para la impresión 3D.
- **Limpiatipo:** Masilla adhesiva reutilizable y sensible a la presión, generalmente se usa para pegar papeles sobre superficies, pero también sirve para fijar cualquier objeto ligero.
- **Películas Gafchromic EBT3:** Son materiales que están diseñadas para proporcionar mediciones rápidas y altamente precisas para aplicaciones de radioterapia.

3.4.1.2 Diseño del fantoma en base a poliedros geodésicos

- **Procedimiento en Matlab:**

Para desarrollar el diseño del fantoma en base a poliedros geodésicos, primero se utilizó el algoritmo en el software de Matlab para determinar la posición de los vértices y caras. El algoritmo se encuentra como función ICOSAHEDRON en la librería de Matlab. Se muestra el diagrama de flujo de dicho algoritmo en la siguiente figura.

Figura 12 Diagrama de Flujo del Algoritmo ICOSAHEDRON



- **Procedimiento en solidWork**

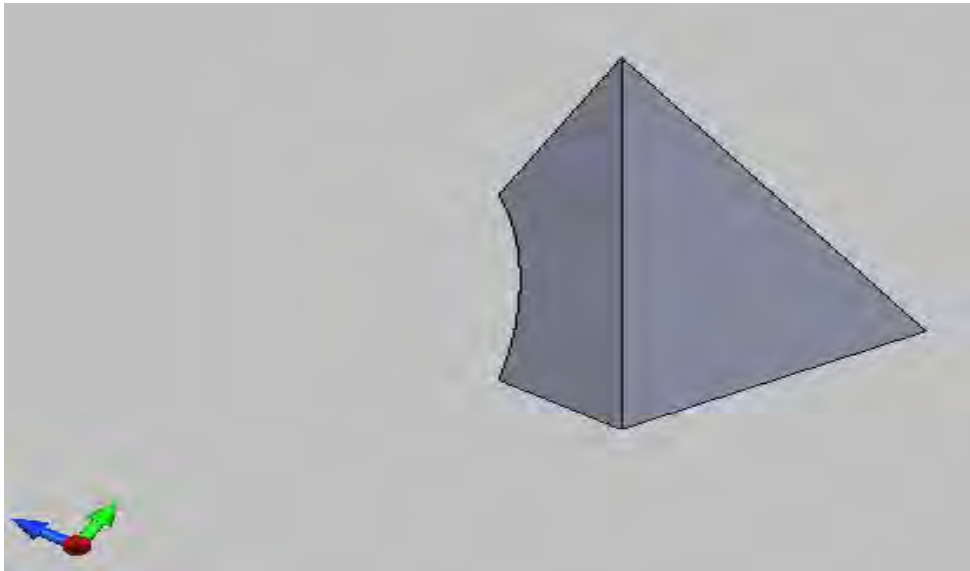
Finalmente se exportaron la posición de los vértices y caras generados del poliedro en Matlab a SolidWorks. SolidWorks importa la posición de los vértices y caras de Matlab debido a que no cuenta con librería para icosaedro, solo se encontró esferas y cubos.

En SolidWorks se formó el sólido correspondiente a una cara del icosaedro. Posteriormente se procedió a segmentar y aumentar los vértices del icosaedro.

Para la primera capa parte de un icosaedro de 20 caras pero se decidió quitar 5 caras para mantener la forma de una esfera, la segunda capa se dividió en 5 piezas que parte de un triángulo dividido con 2 vértices y hacen 4 caras, consta cada pieza de 12 caras haciendo un total de toda la esfera de 60 caras, la tercera capa también está dividido en 5 piezas y parte de un triángulo

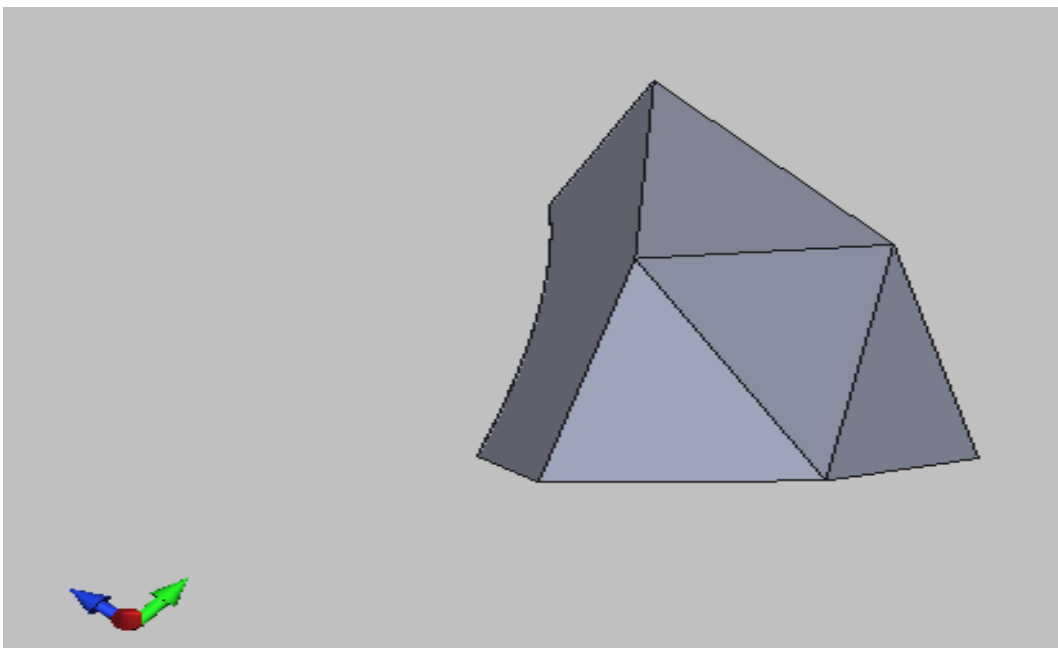
dividido con 3 vértices y hacen 9 caras y cada pieza tiene 27 caras, haciendo un total de toda la esfera 135 caras.

Figura 13 *Triángulo en SolidWorks con Lado sin Segmentar*



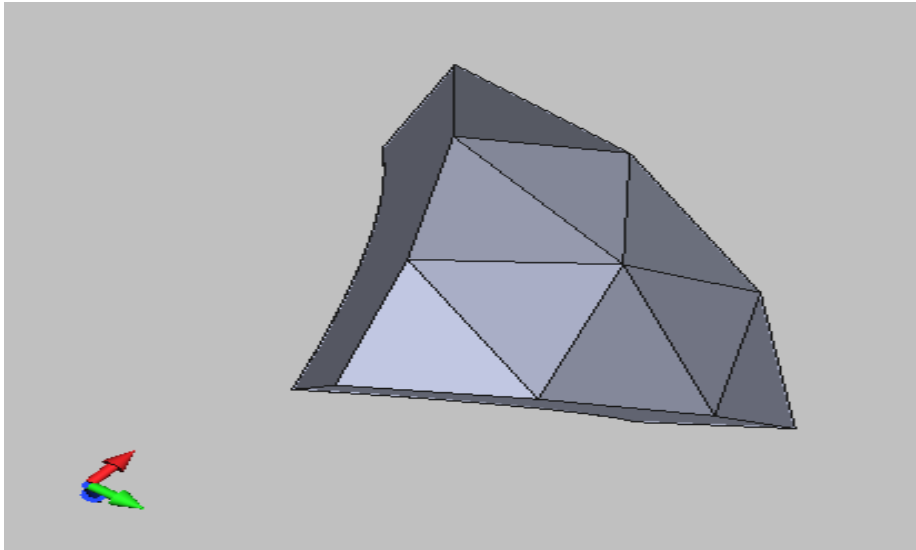
Es un polígono regular que tiene lados iguales, con una sola cara y con 3 vértices.

Figura 14 *Triángulo en SolidWorks con Dos Vértices*



Se parte de un polígono regular pero no todos los lados son iguales, es decir se divide con dos aristas, tiene cuatro caras y son triángulo isósceles.

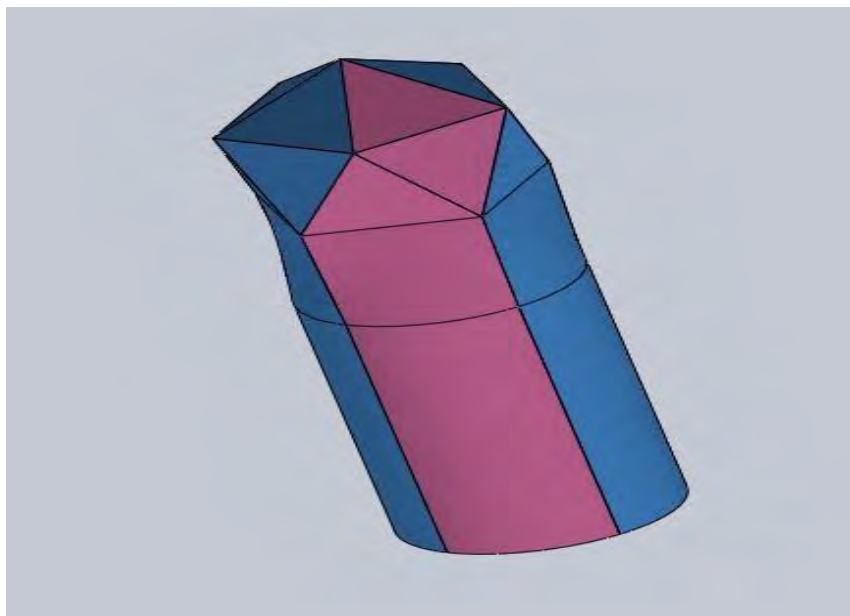
Figura 15 *Triángulo en SolidWorks con Tres Vértices*



Se divide con 3 aristas y también se convierten en triángulos isósceles, tiene 9 caras. Se decidió construir tres capas.

La primera capa tiene la siguiente forma:

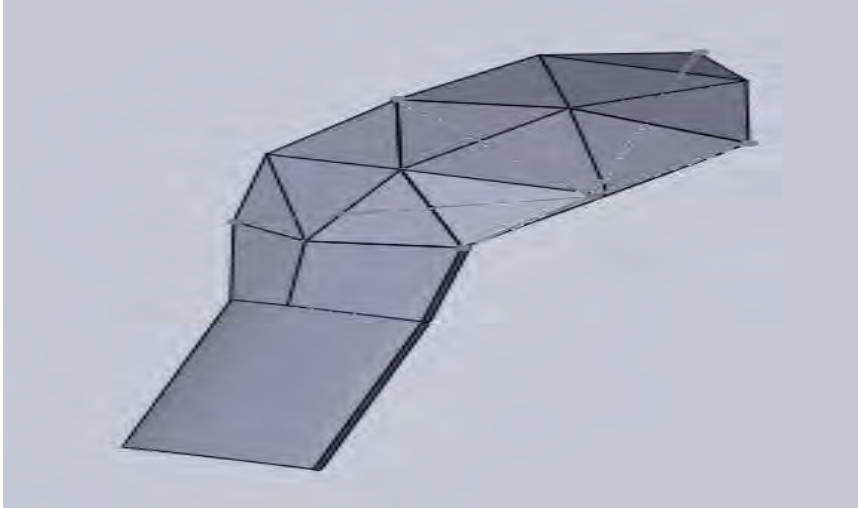
Figura 16 *Primera capa del fantoma de estructura geodésica.*



Diseño de la primera capa del fantoma con 15 caras de una sola pieza.

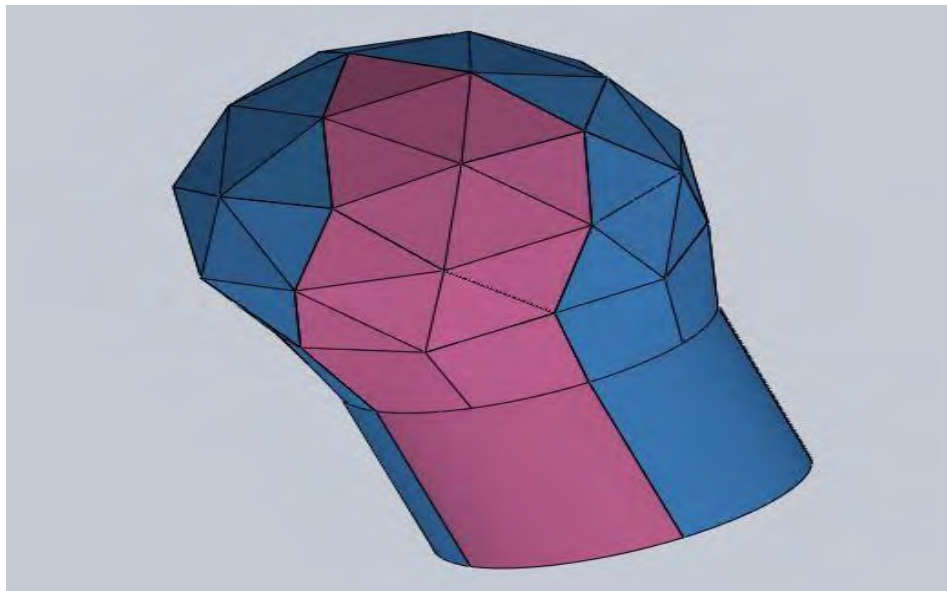
Para las siguientes capas del fantoma de estructura geodésica, se procedió a desarrollar las siguientes formas en SolidWorks (Figura 17 y 18).

Figura 17 *Pieza de la Segunda Capa del Fantoma de Estructura Geodésica.*



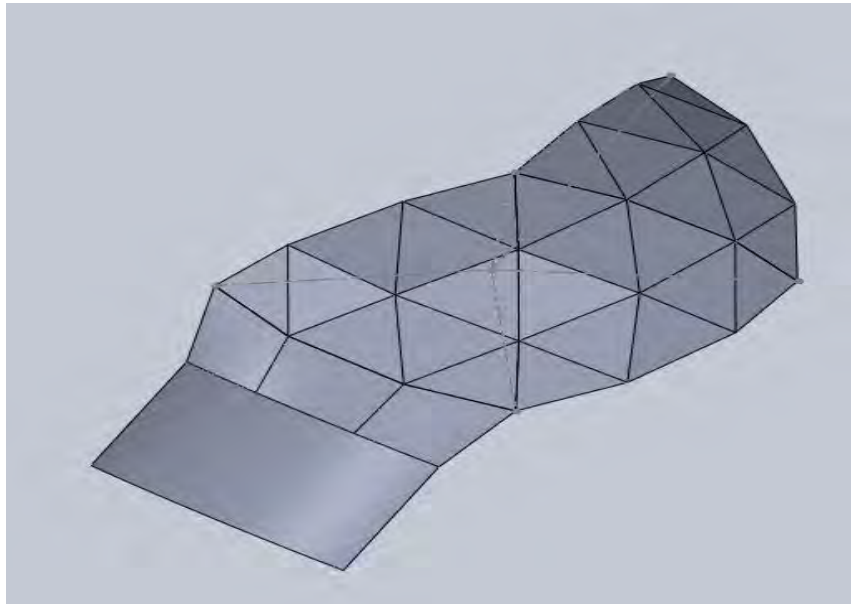
Es una de las piezas de la segunda capa de estructura geodésica con 12 caras (12 triángulos).

Figura 18 *Segunda Capa Completa del Fantoma de Estructura Geodésica.*



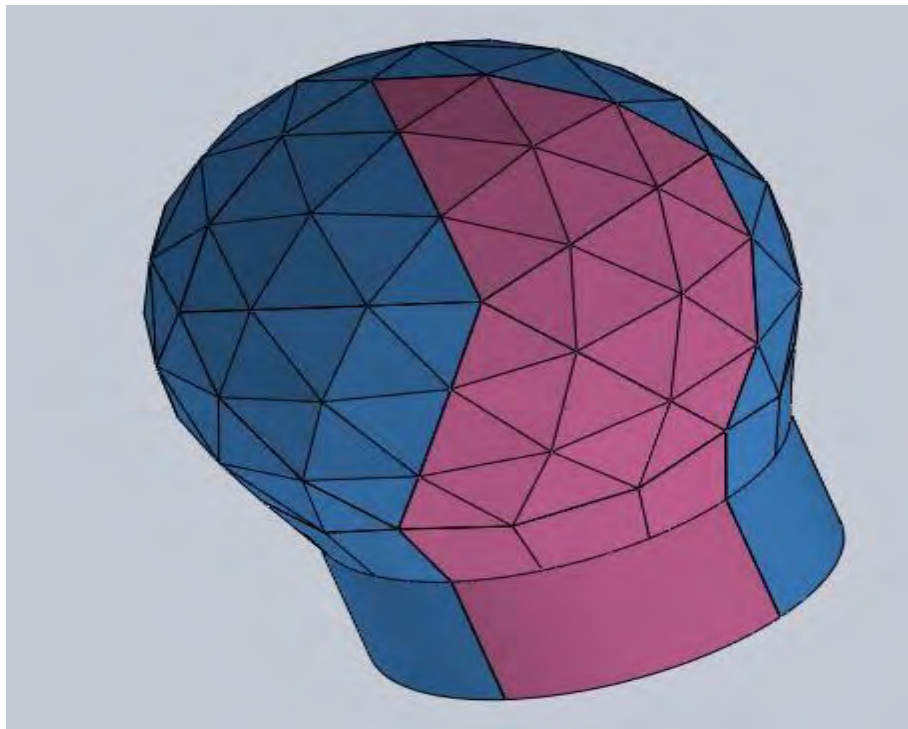
Es el diseño de la segunda capa del fantoma de estructura geodésica, armado con cinco piezas, cada pieza consta de 12 caras y todo el fantoma tiene un total de 60 caras.

Figura 19 *Pieza de la Tercera Capa del Fantoma de Estructura Geodésica*



Es una de las piezas de la tercera capa del fantoma con 27 caras (27 triángulos)

Figura 20 *Tercera Capa Completa del Fantoma de Estructura Geodésica*



Es el diseño de la tercera capa del fantoma de estructura geodésica, armado con cinco piezas, cada pieza consta de 27 caras y todo el fantoma tiene 135 caras.

3.4.2. Caracterización y calibración de películas radiocrómicas EBT3

Caracterizar, Según la enciclopedia libre, la Real Academia define como:
“determinar los atributos de alguien o de algo, de modo que claramente se distinga de los demás”.

3.4.2.1. Caracterización de películas radiocrómicas EBT3

En la caracterización de las películas radiocrómicas EBT3 se utilizó un acelerador lineal con energía de fotones de 6 MV. Las películas radiocrómicas fueron almacenados y manipulados en ambientes adecuados (libre a radiación, oscuro, aproximadamente a una temperatura de 20 °C), todas las películas se tomaron de una misma caja.

Para evitar algún efecto no deseado en el procesamiento de las películas que pueden perjudicar los resultados, se analizaron bajo las mismas condiciones ambientales que la del guardado.

Las características de las películas radiocrómicas EBT3 son mostradas en la siguiente tabla.

Tabla 3 Características de las Películas Radiocrómicas EBT3

Nombre	Detalle
Fabricante	Gafchromic
Configuración	Capa activa (28,0 µm) intercalada entre 125 µm de sustrato de poliéster-mate.
Tipo	EBT3
Tamaño	8,0" x 10,0"
Rango de dosis absorbida	1,0 cGy hasta > 10 Gy
Espectro de absorción	636 nm
Dependencia energética	< 5,0 % diferencia en la densidad óptica neta cuando se expone a 100 keV y 18,0 MeV
Respuesta de fraccionamiento de dosis	< 5,0 % diferencia en la densidad óptica neta para una sola dosis de 25 Gy y cinco dosis acumulativas de 5,0 Gy a los 30 min. intervalos
Respuesta a la tasa de dosis	< 5,0 % de diferencia en la densidad óptica neta para exposiciones de 10 Gy a velocidades de 3,4 Gy/min y 0,034 Gy/min
Estabilidad a la luz	< 5,0 x 10 ⁻³ cambio en la densidad óptica por 1000 lux-día
Estabilidad en la oscuridad (estabilidad antes de la exposición)	< 5,0 x 10 ⁻⁴ cambio de densidad óptica/día a 23 ° C, < 2,0 x 10 ⁻⁴ cambio de densidad óptica/día refrigerado
Uniformidad	Mejor que ± 3,0 % en la respuesta sensitométrica de la media
Características dosimétricas	- Auto revelado - No requiere procesamiento - Resistente al agua - Estabilidad a luz ambiente

Fuente: (GafChromicTM)

3.4.2.2. Calibración de películas radiocrómicas EBT3

La calibración se realizó por comparación con datos de fantoma de agua y películas radiocrómicas EBT3. Las películas radiocrómicas fueron expuestas en acrílicos de 30 cm x 30 cm, éstas se cortaron en muestras de 2 cm x 2 cm. Por debajo de la película se pone una placa de acrílico y por encima también, lo mismo se hizo con las demás películas.

La distancia fuente-película fue de 100 cm, con tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en el isocentro, en estas condiciones se irradia perpendicularmente con energía de 6 MV.

Se realiza la prueba de “porcentaje de dosis a profundidad” (PDD), para esto se irradia ocho películas radiocrómicas de 2 cm x 2 cm, entre placas de acrílico con energía de fotones de 6 MV y 100 UM.

Una característica de calidad de haz de radiación es la forma de depositarse la energía en las películas a diferentes profundidades. Dosimétricamente se puede caracterizar este comportamiento obteniendo la cantidad de dosis a diferentes profundidades y posteriormente establecer una profundidad de referencia para normalizar los valores encontrados a cada profundidad.

Este proceso dosimétrico se conoce como “porcentaje de dosis a profundidad”, el cual establece la cantidad de dosis como fotones de rayos x de alta energía, entregada a las películas a medida que aumenta la profundidad con la posición de los acrílicos.

El porcentaje de dosis a profundidad se calcula mediante la siguiente fórmula

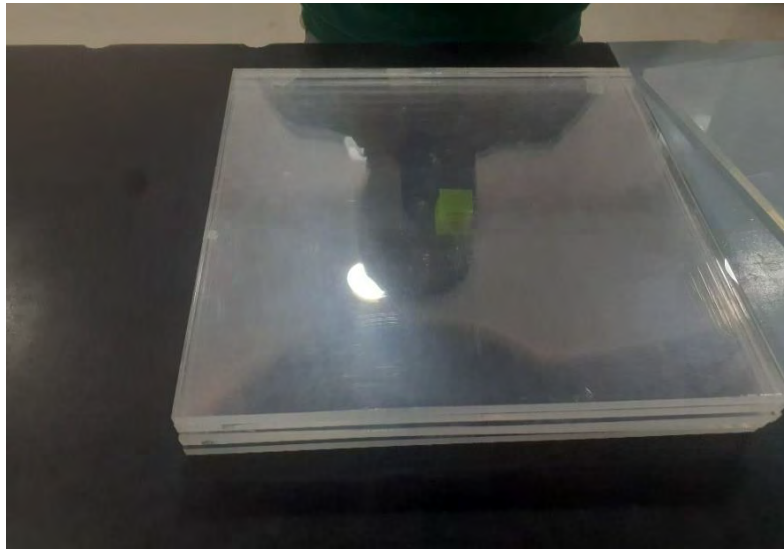
$$P = \frac{D_z}{D_{zmax}} * 100\% \quad (7)$$

Donde

P: porcentaje de dosis a una determinada profundidad.

D_z y D_{zmax} : representan la dosis a una profundidad “d”, arbitraria y la dosis entregada a la profundidad de referencia (profundidad del máximo de dosis entregada entre acrílicos), el cual es una zona importante, y que corresponde a la característica dosimétrica más resaltante de un haz de radiación.

Figura 21 *Ocho Películas entre Placas de Acrílico Listas para la Irradiación*



Se usó 9 placas de acrílico y entre las placas se puso las 8 películas radiocrómicas de 2 cm x 2 cm.

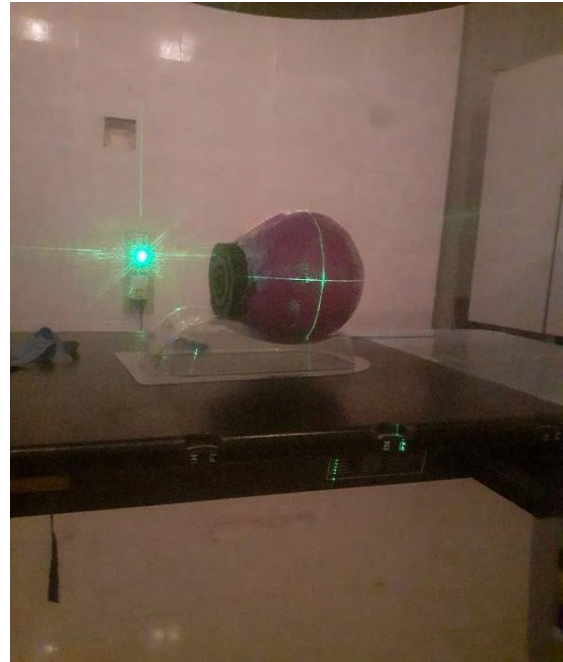
Primero se pone el acrílico para lograr retrodispersión y sobre él una película, luego encima otro acrílico para lograr la recombinación de electrones así sucesivamente como en la figura 21, estos acrílicos garantizan que las películas radiocrómicas se encuentren a diferentes profundidades.

Irradiación del Fantoma con Acelerador Lineal

Finalmente se irradia el maniquí con un Acelerador Lineal con energía de fotones de 6 MV, a 100 UM.

Para luego someterlo al análisis del programa ImageJ.

Figura 22 Irradiación del Fantoma con Cuatro Campos en un Acelerador Lineal.



Primero se marcó el isocentro del fantoma, como referencia, midiendo con una cinta métrica, para que al momento de posicionar el fantoma, coincida con el láser como en la figura 22, luego fue irradiado con cuatro campos (se refiere a la rotación del ángulo del gantry que son de: 0° , 90° , 180° , 270°).

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. Diseño y construcción del fantoma de estructura geodésica.

4.1.1. Programa en Matlab del diseño del fantoma de estructura geodésica.

CODIGO DE IMPLEMENTACION DE POLIEDRO GEODESICO EN MATLAB

```
% generate regular unit icosahedron (20 faced polyhedron)
[v,f] = icosahedron(); % size(v) = [12,3]; size(f) = [20,3];
```

```
% Generamos Icosaedro polígono de 20 lados
```

```
% recursively subdivide triangle faces
for gen = 1:n
    f_ = zeros(size(f,1)*4,3);
    for i = 1:size(f,1) % for each triangle
        tri = f(i,:);
        % calculate mid points (add new points to v)
        [a,v] = getMidPoint(tri(1),tri(2),v);
        [b,v] = getMidPoint(tri(2),tri(3),v);
        [c,v] = getMidPoint(tri(3),tri(1),v);
        % generate new subdivision triangles
        nfc = [tri(1),a,c;
              tri(2),b,a;
              tri(3),c,b;
              a,b,c];
        % replace triangle with subdivision
        idx = 4*(i-1)+1:4*i;
        f_(idx,:) = nfc;
    end
    f = f_; % update
end
% remove duplicate vertices
[v,b,idx] = unique(v,'rows'); clear b % b dummy / compatibility
% reassign faces to trimmed vertex list and remove any duplicate faces
f = unique(idx(f),'rows');
```

```
% Dividimos cada lado del icosaedro en dos, de esta forma se genera 4
triángulos por cara
```

```

% return vertices and faces
    vv = v; ff = f;
end

```

% Muestra la posición de los vértices y caras del Poliedro

```

function [v,f] = icosahedron()
%ICOSAHEDRON creates unit regular icosahedron
% Returns 12 vertex and 20 face values.
%
% Wil O.C. Ward 19/03/2015
% University of Nottingham, UK
t = (1+sqrt(5)) / 2;
% create vertices
v = [-1, t, 0; % v1
     1, t, 0; % v2
     -1,-t, 0; % v3
     1,-t, 0; % v4
     0,-1, t; % v5
     0, 1, t; % v6
     0,-1,-t; % v7
     0, 1,-t; % v8
     t, 0,-1; % v9
     t, 0, 1; % v10
     -t, 0,-1; % v11
     -t, 0, 1];% v12
% normalise vertices to unit size
v = v./norm(v(1,:));
% create faces
f = [ 1,12, 6; % f1
     1, 6, 2; % f2
     1, 2, 8; % f3
     1, 8,11; % f4
     1,11,12; % f5
     2, 6,10; % f6
     6,12, 5; % f7
     12,11, 3; % f8
     11, 8, 7; % f9
     8, 2, 9; % f10
     4,10, 5; % f11
     4, 5, 3; % f12
     4, 3, 7; % f13
     4, 7, 9; % f14
     4, 9,10; % f15
     5,10, 6; % f16
     3, 5,12; % f17
     7, 3,11; % f18
     9, 7, 8; % f19
     10, 9, 2];% f20
end

```

4.1.2. Impresión y construcción del fantoma de estructura geodésica.

Luego de obtener los tres modelos diseñados se exporta en formato archivo STL, para la impresión 3D. El formato STL es un formato para transmisión de datos en el proceso de creación de prototipos sólidos. Los sólidos son impresos en una impresora FLSUN Delta (Figura 20) a temperatura de 180°C de extrusor y 50°C de mesa con un 55% de densidad.

Figura 23 *Impresora FLSUN Delta*



Impresora 3D tipo delta de la marca FLSUN.

Figura 24 Poliedro Modelado en SolidWorks Primera Capa, Impreso en 3D.



Después de imprimir el primer poliedro sólido primera capa, se procede a imprimir la segunda capa diseñado en SolidWorks. El diseño de la segunda capa del poliedro se imprime en 5 piezas. A continuación, se mostrarán las partes impresas.

Figura 25 Poliedro Impreso en 3D Segunda Capa.



Después de obtener los dos poliedros primera capa y segunda capa, se imprimió la tercera capa. Estas tres capas se superponen en la construcción final del fantoma. Con éstas tres capas del fantoma, se busca determinar la dosis que se deposita en las películas EBT3, a 3 niveles diferentes.

Figura 26 Poliedro Impreso en 3D Tercera Capa



Se observa las 5 piezas de la tercera capa del fantoma de estructura geodésica.

4.1.3. Colocación y recubrimiento del fantoma con las películas EBT3

En el procedimiento para la colocación de las películas GAFCHROMIC EBT3 en el fantoma de estructura geodésica, se considera los siguientes pasos:

Primero: Se trabajó con limpiatipo, masilla adhesiva y sensible a la presión, generalmente se usa para pegar papeles sobre superficies, pero también sirve para fijar cualquier objeto ligero.

Figura 27 Limpiatipo Compuesto de Cargas Inerte, Aceite Mineral.



Segundo: se procede a retirar de la caja cuidadosamente las películas, evitando exponerlas al sol, u otras fuentes de radiación, para luego cortar las películas radiocrómicas (GAFCHROMIC EBT3) en forma triangular, para colocarlas en cada cara del fantoma, en las tres capas impresas (Figura 29). Para fijar las películas en el fantoma se utilizó limpiatipo.

Figura 28 Películas Radiocrómicas (GAFCHROMIC EBT3).

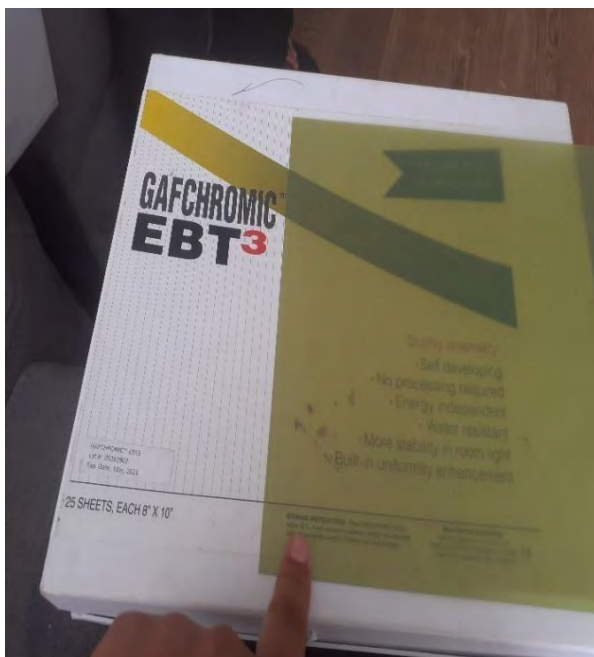
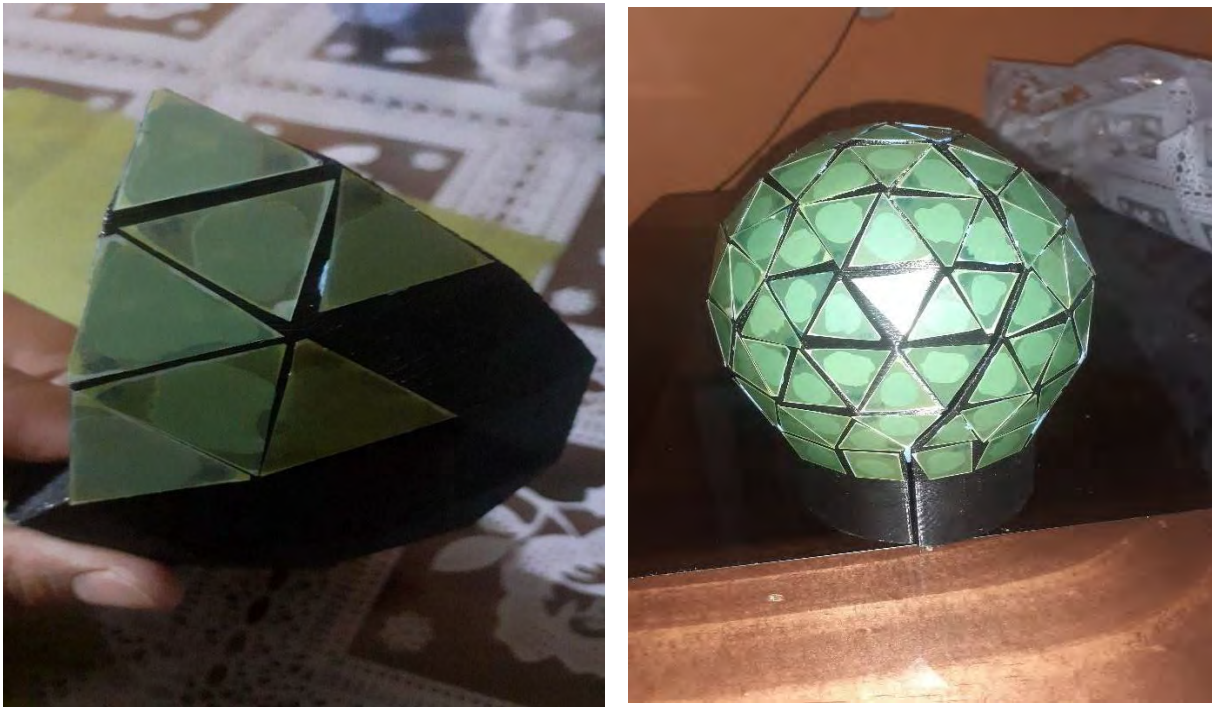


Figura 29 Colocación de las Películas EBT3 en el Fantoma.



Después de realizar la colocación de las películas GAFCHROMIC EBT3 en las tres capas del fantoma, se procedió a recubrir con limpiatipo con un espesor de 0.5cm. Este recubrimiento ayuda a simular la función de la estructura ósea (hueso) que recubre el cerebro (Figura 30).

Figura 30 *Recubrimiento con Limpiatipo Primera Capa.*

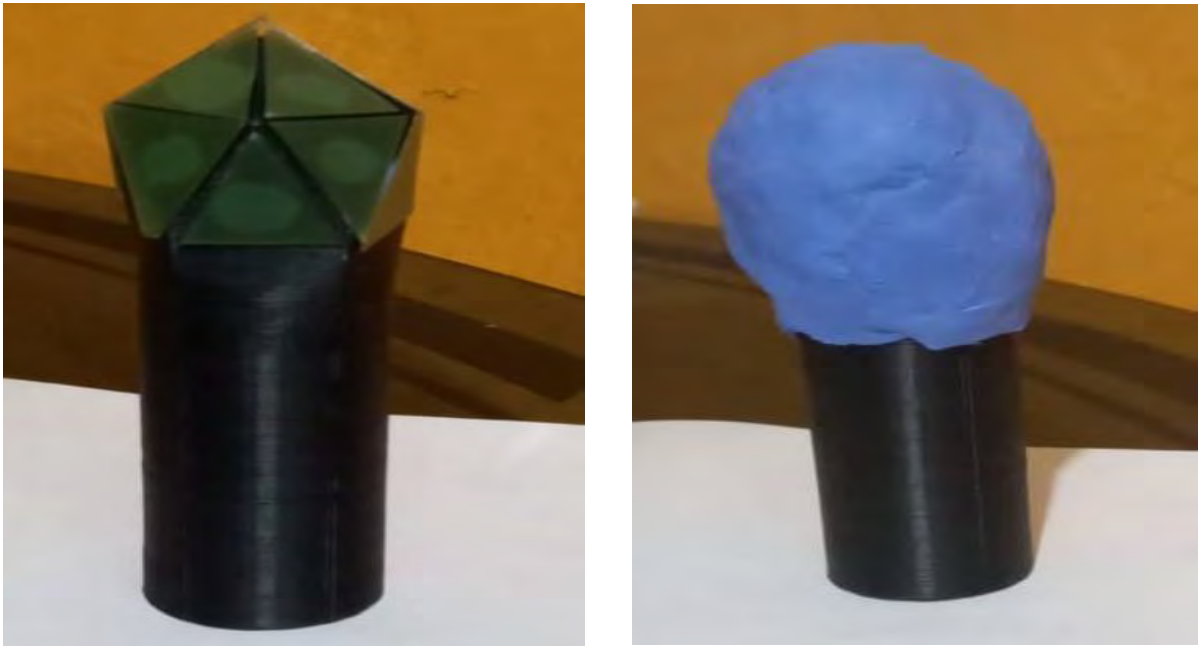


Figura 31 *Recubrimiento con Limpiatipo Segunda Capa.*

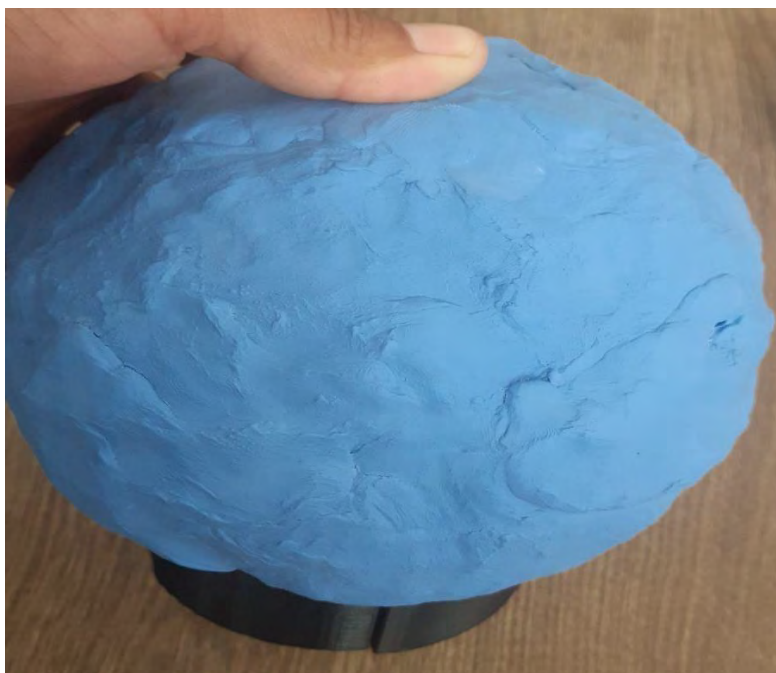


Figura 32 *Recubrimiento con Limpiatipo Tercera Capa.*



El producto final se muestra en la figura 32, donde se observa que el fantoma de estructura geodésica en base a películas radiocrómicas se encuentra uniforme y tiene una forma muy parecida a una estructura ósea del cráneo humano.

4.2. Caracterización y calibración de Películas Radiocrómicas EBT3

Después de la irradiación del fantoma con el acelerador lineal, se procede a realizar el análisis de las Películas Radiocrómicas. Este análisis se realiza 72 horas después de la irradiación, con la finalidad de que se establezca el proceso de polimerización desencadenado por la irradiación. Se comienza retirando la capa de limpiatipo del fantoma, luego se retira las películas radiocrómicas EBT3, de las tres estructuras geodésicas (Figura 33).

Figura 33 *Procedimiento de Retirado del Limpia tipo.*



Luego, de retirar las películas radiocrómicas EBT3 irradiadas con el acelerador lineal de 6 MV, fueron leídas utilizando un escáner, la imagen se guardó en formato tif. Luego con el software ImageJ fueron procesados los datos.

El procedimiento que se utiliza en esta tesis con el software ImageJ, es determinar primero un área de la imagen de las películas, y después tomar datos de RGB, que representa a los colores primarios (rojo, verde, azul) y se obtuvo el promedio de los valores de pixel. Específicamente el valor RGB representa la mezcla por adición de los tres colores primarios de luz. Los valores de RGB varían desde el negro con valor de cero (mínimo) a blanco con valor de 255 pixeles (máximo).

Luego se procede a realizar tablas con los datos de RGB (representados como datos crudos). Para evitar confusiones en el orden se coloca letras A, B, C, D, E, a cada pieza del fantoma excepto a la primera capa, porque sólo consta de una sola pieza.

Tabla 4 *Primera Capa*

N.º de caras de poliedros	Datos crudos (RGB en píxeles)
1	51.905
2	47.258
3	51.747
4	50.359
5	49.236
6	53.361
7	55.006
8	51.361
9	54.225
10	54.083
11	56.175
12	49.719
13	53.404
14	51.892
15	71.468

En la tabla 4 se muestra el RGB, es la polimerización de las películas radiocrómicas, estos datos se sustrajeron del programa ImageJ.

Tabla 5 Segunda Capa

	Pieza A	Pieza B	Pieza C	Pieza D	Pieza E
N° de caras de poliedro	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)
1	46.021	51.981	46.904	48.604	47.181
2	53.121	61.129	76.442	58.804	48.651
3	44.287	56.917	68.523	48.305	44.48
4	49.553	60.128	78.926	54.578	46.164
5	65.379	58.333	87.921	79.85	52.601
6	64.21	61.969	78.59	75.438	52.836
7	67.615	57.561	82.712	58.485	56.536
8	55.041	59.286	82.411	97.063	malogrado
9	91.744	97.284	97.268	58.246	98.674
10	75.196	67.963	93.859	92.488	74.349
11	92.267	97.533	93.614	97.508	84.633
12	82.07	63.709	88.484	66.66	73.831

Se observa en la tabla 5 los valores de RGB (tonalidad de colores). Estos datos muestran el efecto de la irradiación en las películas radiocrómicas EBT3.

Tabla 6 Tercera Capa

	Pieza A	Pieza B	Pieza C	Pieza D	Pieza E
N° de caras de poliedro	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)	Datos crudos (RGB en pixeles)
1	86.905	91.416	70.457	80.603	67.437
2	81.534	78.68	65.877	61.736	64.381
3	85.011	82.854	67.664	67.668	64.434
4	82.606	80.8	65.558	71.517	65.541
5	56.142	48.2	68.239	45.886	47.464
6	73.203	55.862	56.862	46.852	52.405
7	54.392	50.056	55.653	43.57	59.705
8	82.19	53.535	57.471	47.762	60.032
9	68.779	105.39	42.426	47.723	50.701
10	49.101	62.077	68.646	45.563	44.935
11	50.641	45.87	71.779	49.828	43.575
12	49.73	49.011	58.698	49.871	56.281
13	72.629	49.036	58.655	47.792	62.451
14	75.463	48.687	47.343	39.863	64.148
15	79.839	80.464	44.407	50.579	49.688
16	51.072	72.351	74.468	56.64	46.06
17	49.738	72.801	76.942	50.409	45.442
18	48.327	49.966	78.209	54.49	47.582
19	50.961	46.474	71.612	51.977	56.888
20	58.448	54.078	56.63	49.779	66.875
21	79.724	50.091	49.774	45.038	64.966
22	85.482	79.704	81.764	67.389	65.871
23	78.4	79.348	79.999	65.268	72.819
24	76.864	83.762	80.921	66.068	74.269
25	74.543	84.43	85.643	57.152	71.679
26	77.112	87.094	82.976	66.687	71.786
27	77.649	87.905	72.23	61.007	69.998

Tabla 7 Valores de calibración de las películas dosimétricas gafchromic EBT3

Nº de películas 2cm x 2cm	Promedio de densidad óptica (cm)	255 - Densidad Óptica (cGy)	Profundidad acrílica (cm)	Profundidad en Agua (cm)	Datos crudos con corrección de contraste de brillo (cGy)
1	45.600	209.400	1.800	2.124	99.25373134
2	47.788	207.212	2.700	3.186	94.1511194
3	50.463	204.537	3.600	4.248	87.91277985
4	51.26	203.740	4.500	5.31	86.05410448
5	53.355	201.645	5.400	6.372	81.16837687
6	55.998	199.002	6.300	7.434	75.00466418
7	57.591	197.409	7.200	8.496	71.28964552
8	59.476	195.524	8.100	9.558	66.89365672

En la tabla 7 se observa a las profundidades que se irradiaron las películas radiocrómicas en acrílico para ser comparadas con los valores a profundidad en agua (estos valores son del comisionamiento cuando el acelerador fue puesto en funcionamiento).

Donde el promedio de densidad óptica se obtiene con el programa de ImageJ. Después de haber sido irradiado las películas radiocrómicas EBT3 se escanea y se introduce al programa ImageJ para obtener dichos datos.

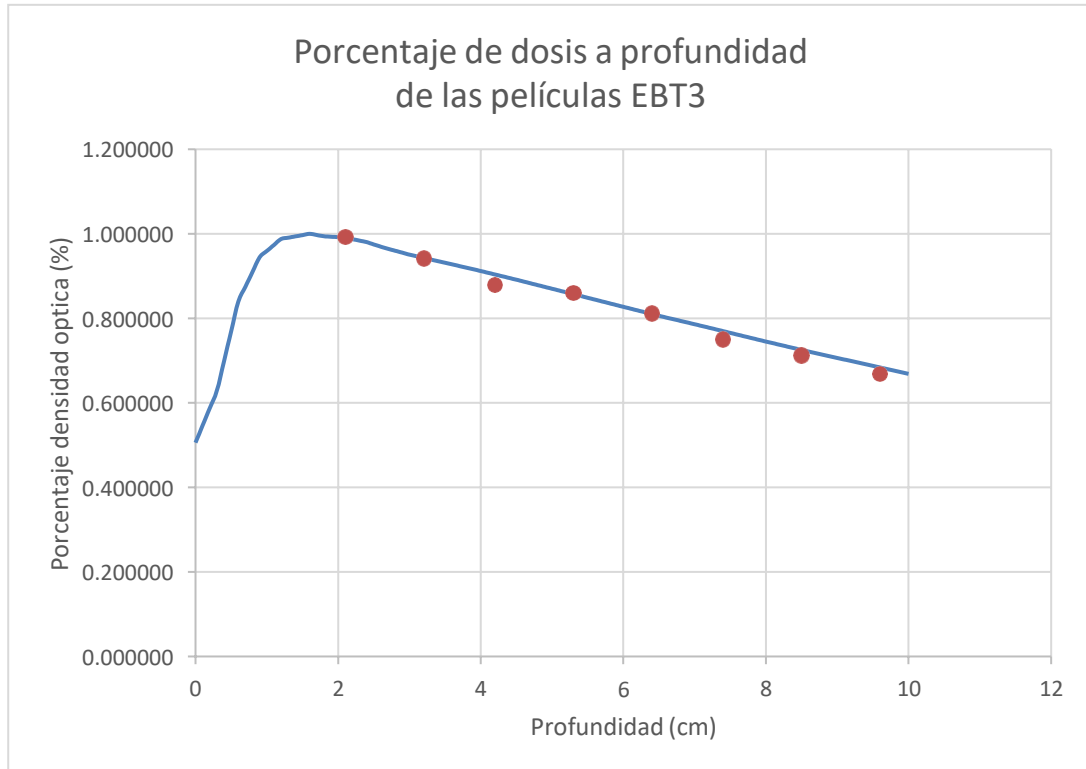
Tabla 8 Valores de dosis calculada en cada punto.

Profundidad (cm)	Valor ideal del fantoma en agua	Dosis Normalizado %
2.1	0.991000	0.992537313
3.2	0.942967	0.941511194
4.2	0.903800	0.879127799
5.3	0.857267	0.860541045
6.4	0.810333	0.811683769
7.4	0.769733	0.750046642
8.5	0.725300	0.712896455
9.6	0.68372	0.668936567

En la tabla 8 se muestra el valor ideal del acelerador lineal, valores que se tomaron al comienzo del funcionamiento del acelerador lineal. La dosis normalizada son valores tomados

con las películas radiocrómicas; estos valores están normalizados respecto al valor de dosis máximo del fantoma en agua.

Figura 34 Curva de Distribución de Dosis en Profundidad



La figura 34 muestra la dosis absorbida en agua, curva azul, ésta curva es calculada y graficada al momento de poner en servicio el acelerador lineal. Los puntos rojos muestran la dosis absorbida en las películas.

Se observa que la dosis no decae siempre, sino que al principio crece presentando un máximo, sin embargo, la intensidad del haz de fotón presenta un decaimiento exponencial con la profundidad.

4.3. Dosimetría intracraneal (dosis absorbida) en cada cara del fantoma

Para determinar la dosis absorbida (datos procesados) se utiliza la siguiente fórmula:

$$datos\ procesados = (255 - datos\ crudos) - \frac{166.84}{0.425}$$

Donde:

Datos procesados: representa la dosis absorbida.

El valor de 255: representa la tonalidad de colores (valor máximo).

Los datos crudos: representan la mezcla por adición de los tres colores de luz primarios RGB.

El valor de 166,84 pixeles (es la menor unidad homogénea en color que forma una imagen digital), es el valor del nivel de ventana del círculo, tomados en ImageJ.

El valor de 0,425 pixeles, es el ancho de ventana del círculo, valores tomados en ImageJ

Después se presentan los resultados en tablas y figuras. Esto ayuda a identificar las caras del poliedro geodésico que reciben más dosis y menor dosis en el proceso de irradiación. Las figuras están representadas con diferentes colores, el color rojo representa alta dosis absorbida y un color celeste baja dosis absorbida.

RGB representa los colores de los tres canales rojo (R), verde (G), azul (B) cada componente de color esta entre [0,255] con un total de 256 enteros, se puede entender que RGB utiliza un sistema de coordenadas rectangulares tridimensionales para describir el espacio de colores, el valor predeterminado de mapa de colores en Matlab antes de la versión 2014b se denomina jet, en versiones posteriores se reemplaza por parula (mapa de colores). Se utilizó jet (escala de colores) porque su saturación y brillo son muy altos, los valores máximos y mínimos del mapa de color se encuentran en los lados más oscuros de la escala de grises.

Figura 35 Mapa de Colores en Matlab

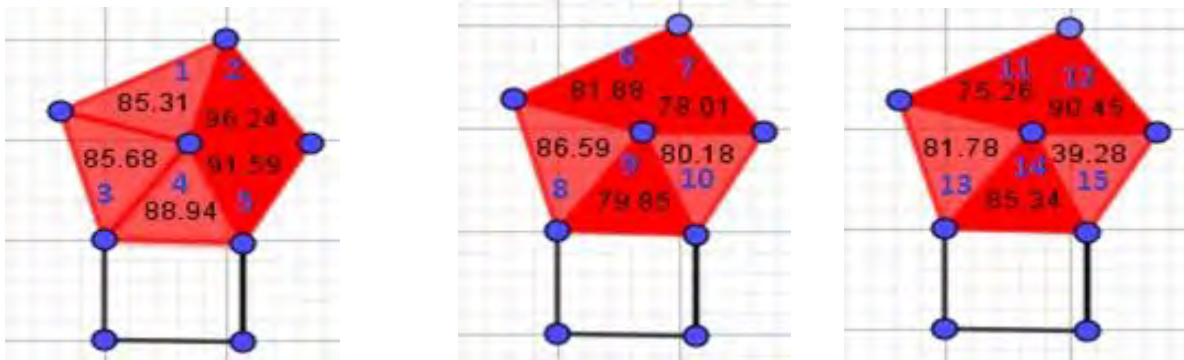


Tabla 9 Dosis Absorbida en la Primera Capa

N° de caras de poliedro	Datos Procesados o dosis absorbida (cGy)
1	85.31
2	96.24
3	85.68
4	88.94
5	91.59
6	81.88
7	78.01
8	86.59
9	79.85
10	80.18
11	75.26
12	90.45
13	81.78
14	85.34
15	39.28

En la tabla 9 se observa que en la cara 2 del poliedro recibe mayor cantidad de dosis, lo que se infiere que hubo oscurecimiento en las películas EBT3 a causa de la irradiación. Por otro lado, se tiene las 15 caras con los valores de dosis absorbida (Figura 36).

Figura 36 *Dosis Absorbida Primera Capa*



En la figura 36 se observa la primera capa de estructura geodésica. En la mayoría de las caras recibió altas dosis, la dosis absorbida máxima y mínima fue de 96.24 cGy (centigray) y 39.28 cGy. Por lo tanto, el haz de radiación de fotones abarca toda el área y es puntual la irradiación.

Figura 37 Primera Capa con los Valores de Dosis Absorbida



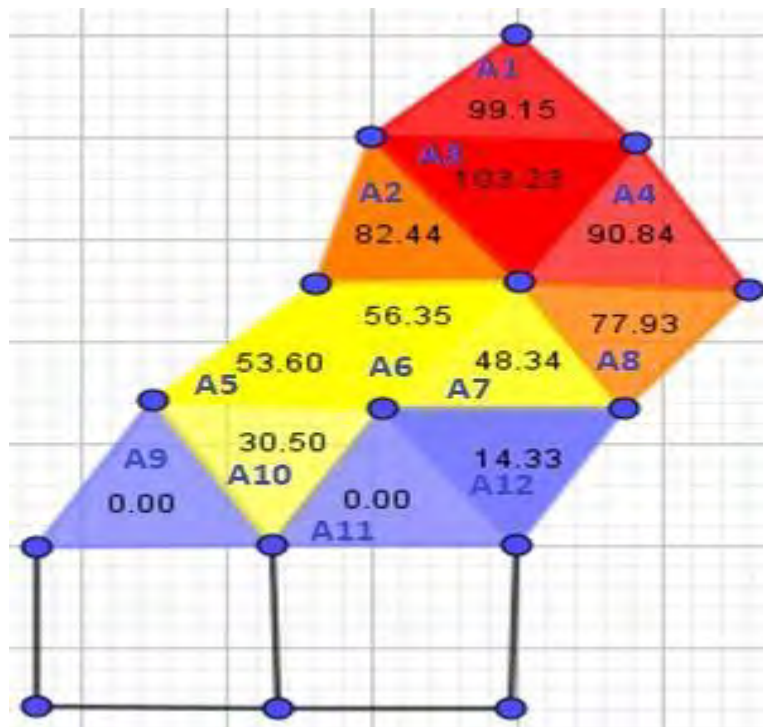
Tabla 10 Dosis Absorbida en la Segunda Capa

	Pieza A	Pieza B	Pieza C	Pieza D	Pieza E
N° de caras de poliedro	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)
1	99.15	85.13	98.11	93.07	96.42
2	82.44	63.60	28.61	69.07	92.96
3	103.23	73.51	47.24	93.78	102.78
4	90.84	65.96	22.76	79.02	98.81
5	53.60	70.18	1.60	19.55	83.67
6	56.35	61.63	23.55	29.93	83.12
7	48.34	72.00	13.85	69.82	74.41
8	77.93	67.94	14.56	0.00	malogrado
9	0.00	0.00	0.00	70.39	0.00
10	30.50	47.52	0.00	0.00	32.50
11	0.00	0.00	0.00	0.00	8.30
12	14.33	57.53	0.27	50.59	33.72

En la tabla 10 se observa los valores de los datos procesados (dosis absorbida) en todas las posiciones de las piezas y caras del poliedro geodésico de la segunda capa. Se muestra que

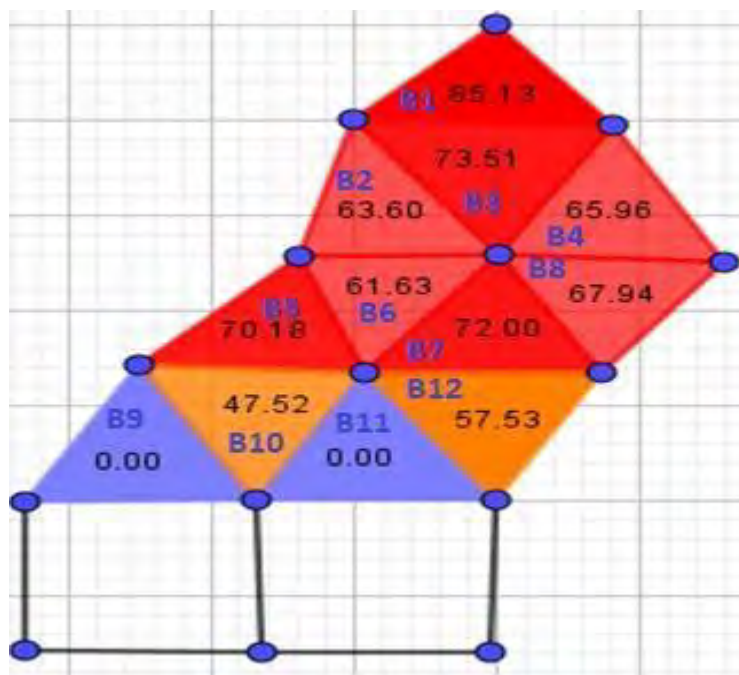
la dosis absorbida máxima en esta capa fue 103.23 cGy ubicada en la pieza A y la mínima de 0.27 cGy ubicada en la pieza C.

Figura 38 Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza A



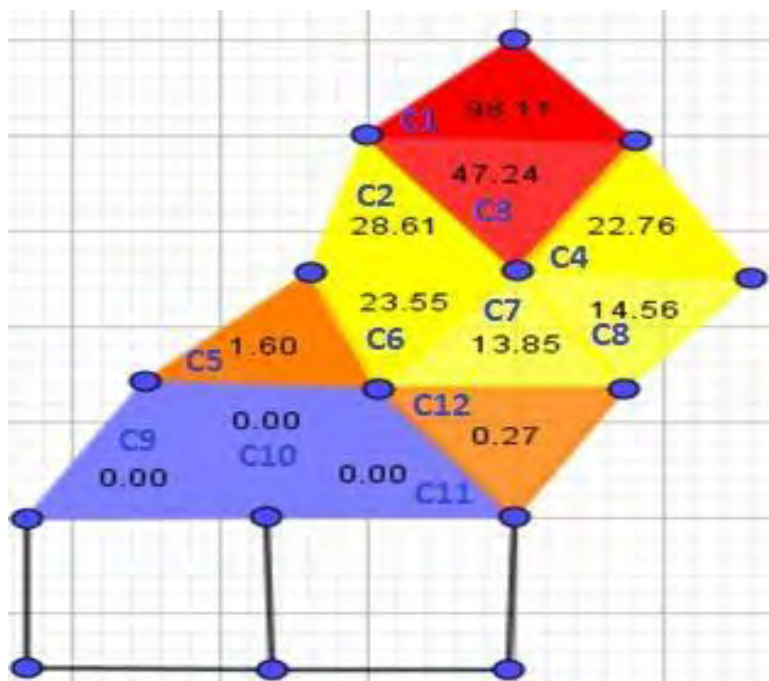
En la Pieza A, la irradiación no es uniforme como muestra la figura 38. De la Tabla 10 se puede identificar la cara del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida que es la cara 3 y está cara se encuentra en la parte superior de fantoma. Se muestra también que en la parte inferior de la fantoma no hubo dosis absorbida (A9, A11).

Figura 39 Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza B



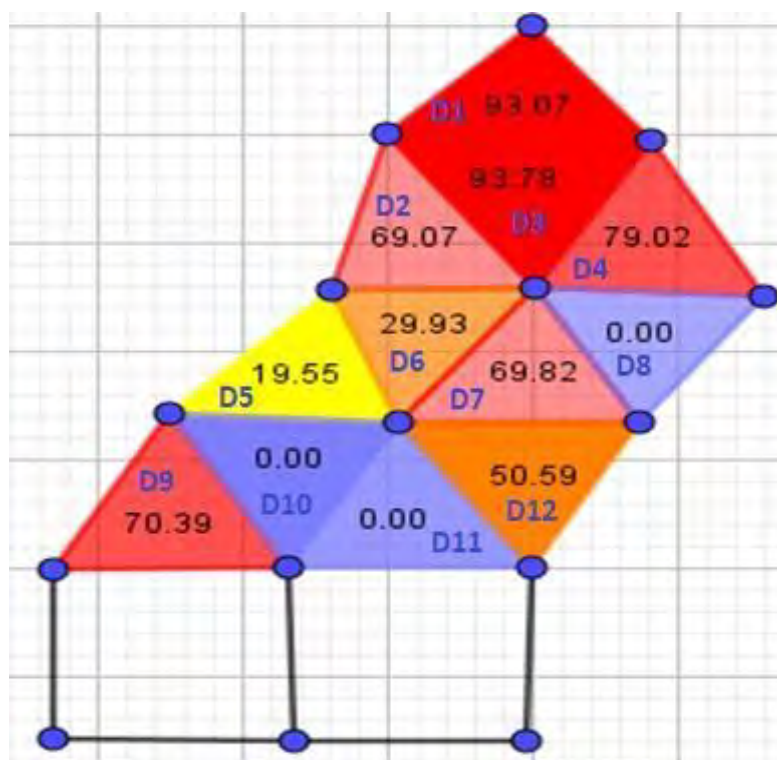
En la figura 39 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro de la pieza B varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 10 se puede identificar la cara 1 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, ésta cara se encuentra en la parte superior del fantoma. Se muestra también que en la parte inferior del fantoma no recibió dosis absorbida (B9, B11).

Figura 40 Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza C



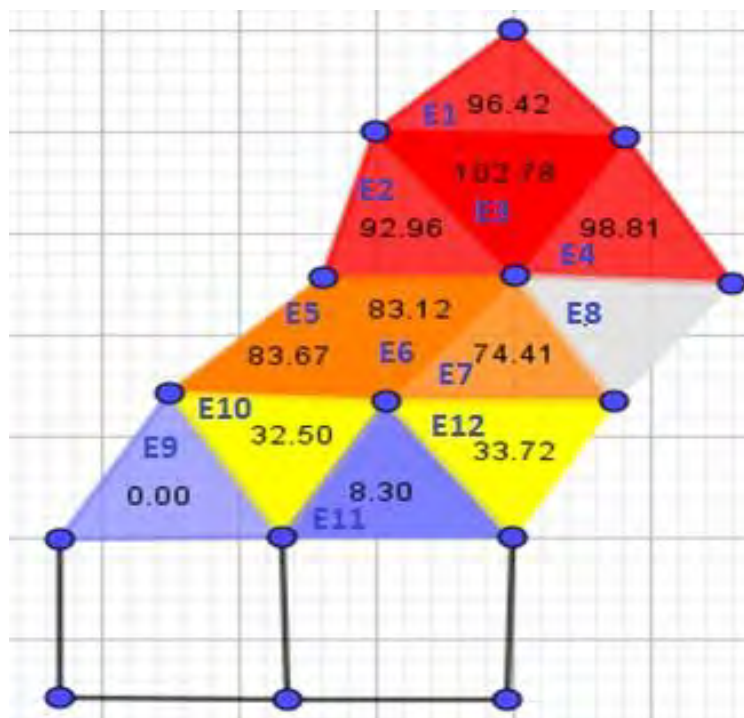
En la figura 40 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza C varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 10 se puede identificar la cara 1 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, esta cara se encuentra en la parte superior del fantoma. Se muestra también que en la parte inferior de la fantoma no hay dosis absorbida (C9, C10, C11).

Figura 41 Dosis Absorbida en la Segunda Capa- Pieza D



En la figura 41 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza D varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 10 se puede identificar la cara 3 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, esta cara se encuentra en la parte superior del fantoma. Se muestra también que en la parte inferior del fantoma no hay dosis absorbida (D8, D10, D11).

Figura 42 Dosis Absorbida en la Segunda Capa-Pieza E



En la figura 42 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza E varían lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 10 se puede identificar la cara 3 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, esta cara se encuentra en la parte superior del fantoma. Se muestra también que en la parte inferior del fantoma no hay dosis absorbida (E9). Por otro lado, en la cara E8 se muestra en blanco porque al momento de retirar después de la irradiación se malogró.

Figura 43 Segunda Capa con los Valores de Dosis Absorbida

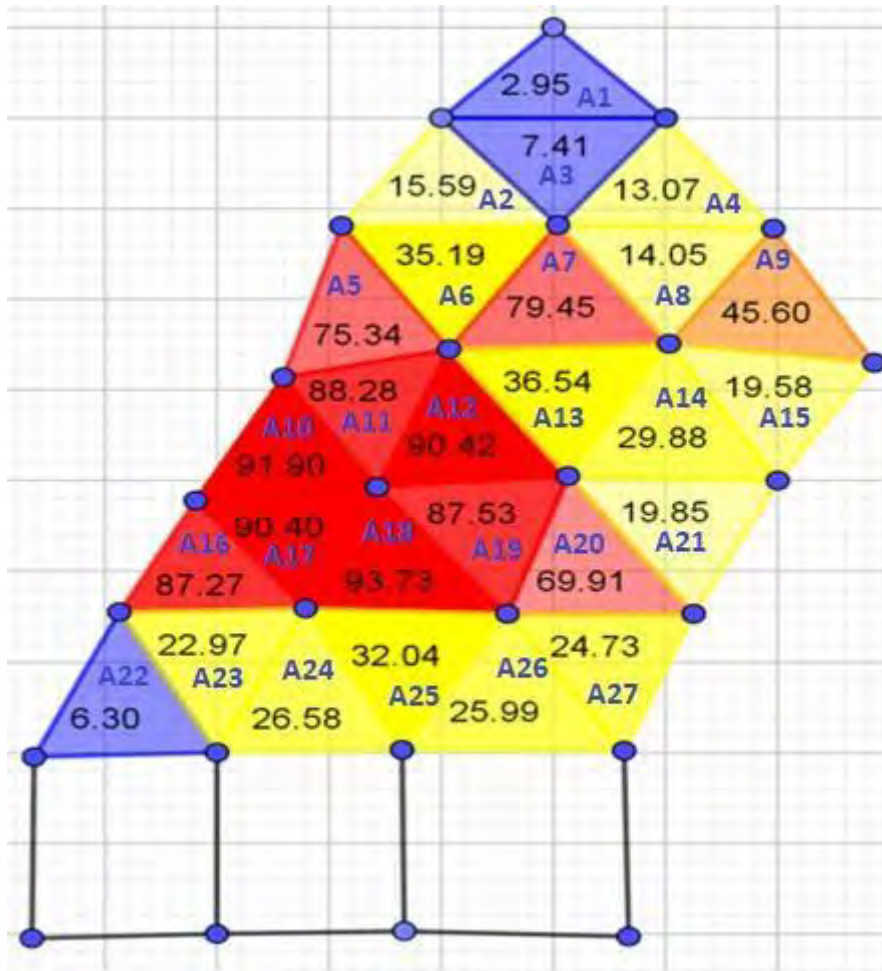


Tabla 11 *Dosis Absorbida en la Tercera Capa*

	Pieza A	Pieza B	Pieza C	Pieza D	Pieza E
N° de caras de poliedro	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)	Datos Procesados (cGy)
1	2.95	0.00	41.65	17.78	48.76
2	15.59	22.31	52.43	62.17	55.95
3	7.41	12.48	48.23	48.22	55.83
4	13.07	17.32	53.18	39.16	53.22
5	75.34	94.02	46.87	99.47	95.76
6	35.19	76.00	73.64	97.20	84.13
7	79.45	89.66	76.49	104.92	66.95
8	14.05	81.47	72.21	95.05	66.18
9	45.60	0.00	107.61	95.15	88.14
10	91.90	61.37	45.92	100.23	101.71
11	88.28	99.51	38.54	90.19	104.91
12	90.42	92.12	69.32	90.09	75.01
13	36.54	92.06	69.42	94.98	60.49
14	29.88	92.88	96.04	113.64	56.50
15	19.58	18.11	102.95	88.43	90.52
16	87.27	37.20	32.22	74.16	99.06
17	90.40	36.14	26.40	88.83	100.51
18	93.72	89.87	23.41	79.22	95.48
19	87.53	98.08	38.94	85.14	73.58
20	69.91	80.19	74.19	90.31	50.08
21	19.85	89.57	90.32	101.46	54.57
22	6.30	19.90	15.05	48.87	52.44
23	22.96	20.73	19.20	53.86	36.10
24	26.58	10.35	17.03	51.98	32.68
25	32.04	8.78	5.92	72.96	38.78
26	26.00	2.51	12.20	50.52	38.53
27	24.73	0.60	37.48	63.89	42.73

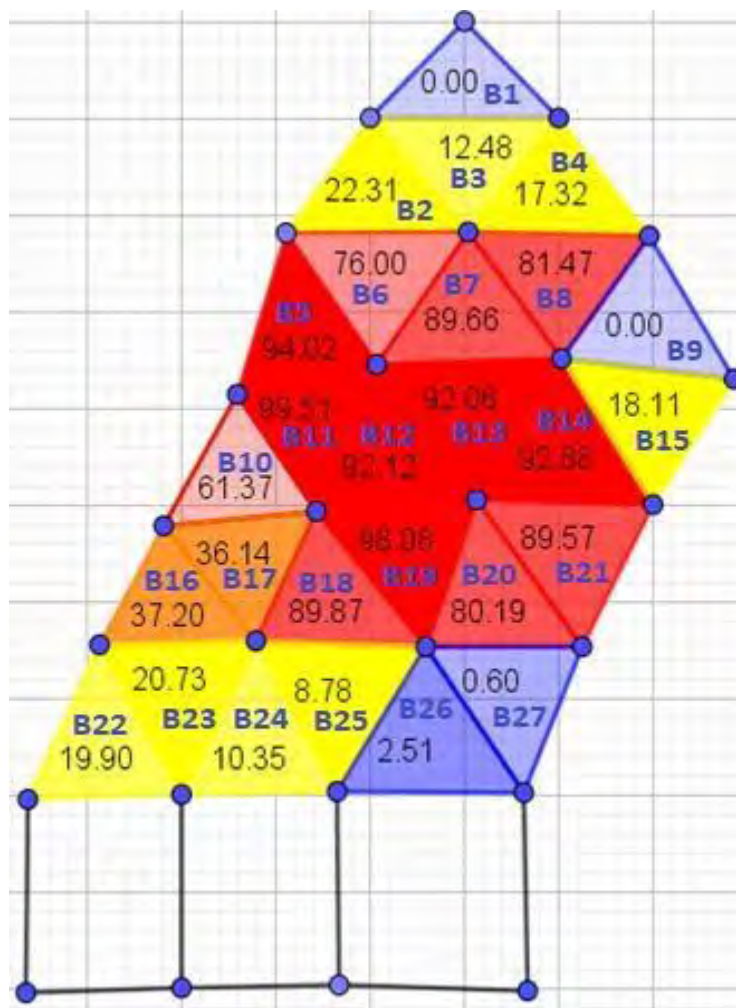
En la tabla 11 se observa los valores de los datos procesados (dosis absorbida) en todas las posiciones de las piezas y caras del poliedro geodésico de la tercera capa. Se muestra que la dosis absorbida máxima en esta capa fue 113.64 cGy ubicada en la pieza D y la mínima de 0.60 cGy ubicada en la pieza B.

Figura 44 Dosis Absorbida en la Tercera Capa-Pieza A



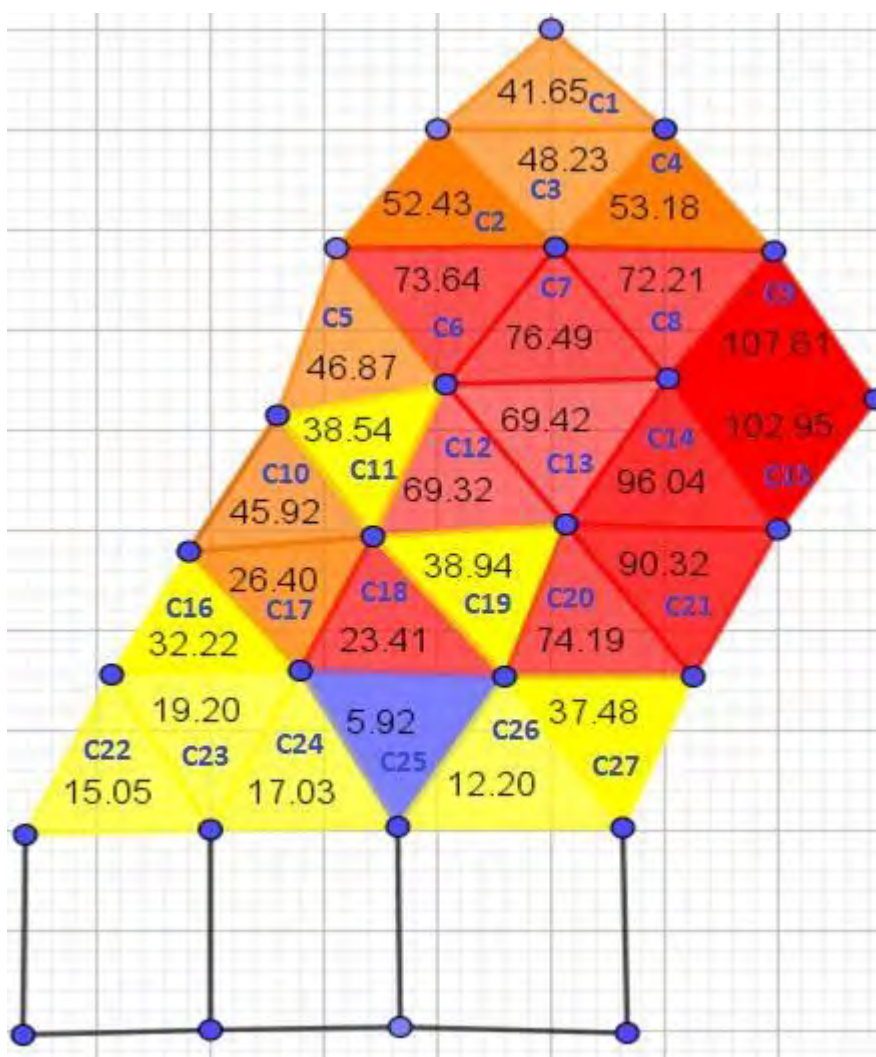
En la figura 44 se observa que en los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza A varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 11 se puede identificar la cara A18 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, ésta cara se encuentra en la parte media izquierda del fantoma. Se observa que la menor dosis absorbida se encuentra en la parte superior y las altas dosis absorbidas en la parte media.

Figura 45 Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza B



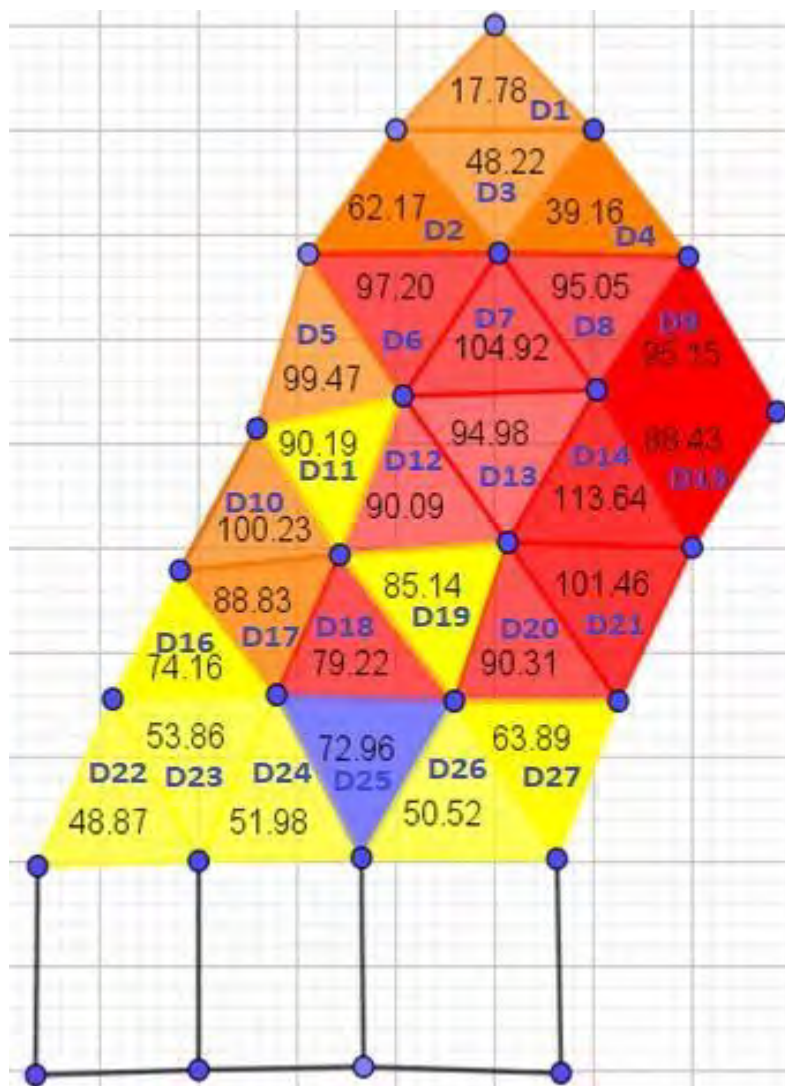
En la figura 45 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza B varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 11 se puede identificar la cara 11 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, ésta cara se encuentra en la parte media izquierda del fantoma. Se observa que la menor dosis absorbida se encuentra en la parte superior e inferior y las altas dosis absorbidas en la parte media.

Figura 46 Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza C



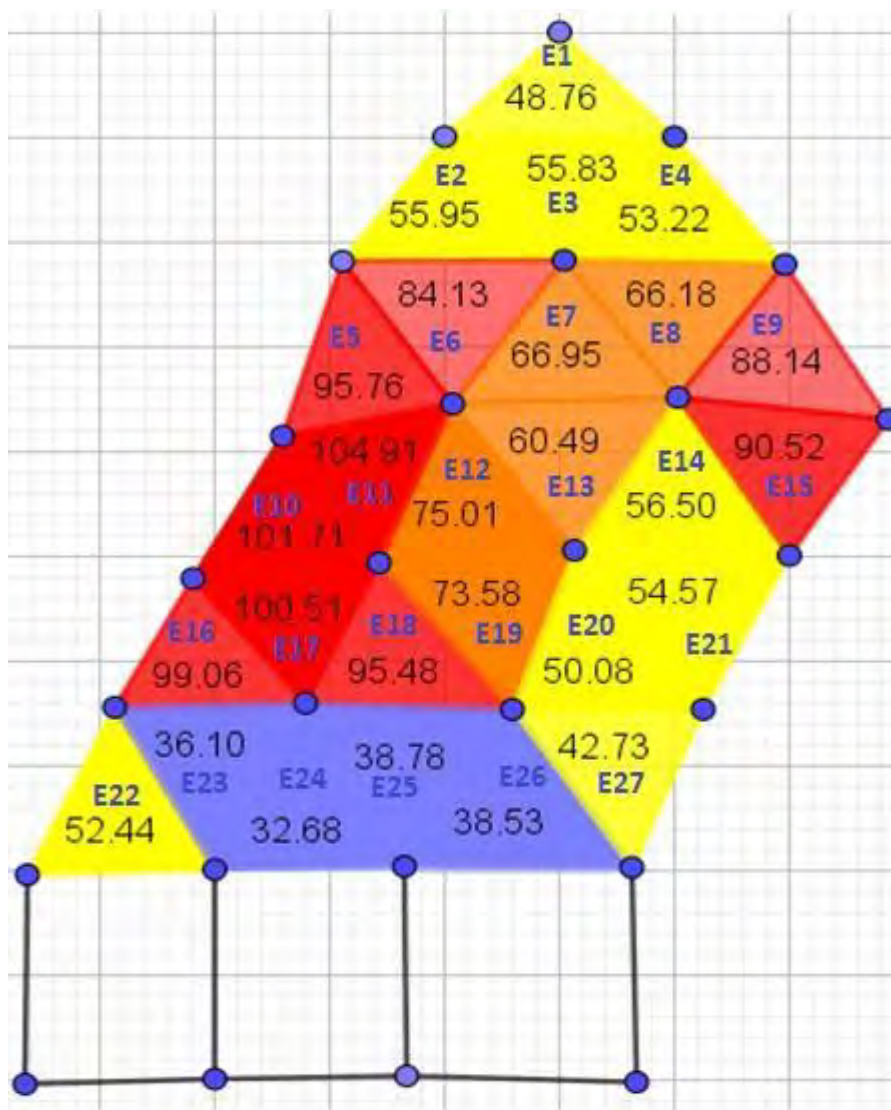
En la figura 46 se observa los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza C varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 11 se puede identificar la cara 9 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, ésta cara se encuentra en la parte media derecha del fantoma. Se observa que la menor dosis absorbida se encuentra en la parte superior e inferior y las altas dosis absorbidas en la parte media.

Figura 47 Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza D



En la figura 47 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza D varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 11 se puede identificar la cara 14 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, esta cara se encuentra en la parte media derecha del fantoma. Se observa que hay homogeneidad en esta pieza porque la dosis absorbida se encuentra en la parte superior e inferior y las altas dosis absorbidas en la parte media.

Figura 48 Dosis Absorbida en la Tercera Capa- Pieza E

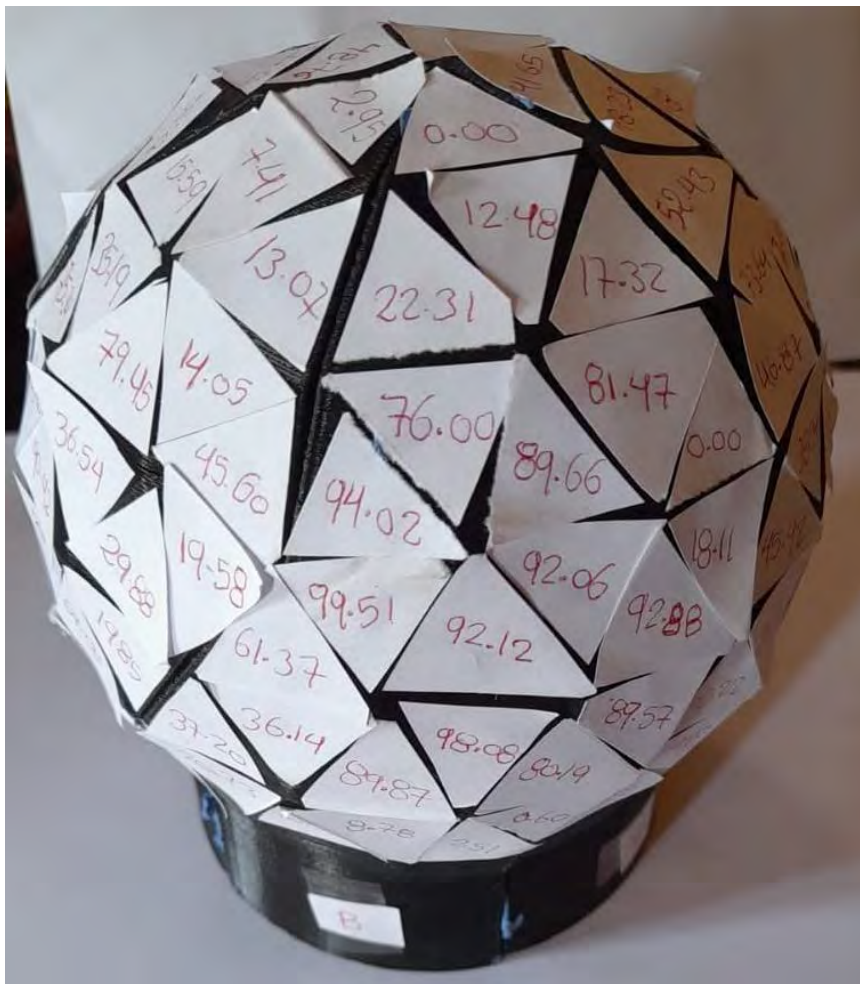


En la figura 48 se observa que los valores de dosis absorbida en las caras del poliedro en la pieza E varían, lo que indica que la irradiación no es uniforme. En la tabla 11 se puede identificar la cara 11 del poliedro geodésico con más alta dosis absorbida, ésta cara se encuentra en la parte media izquierda del fantoma. Se observa que hay homogeneidad en esta pieza porque la dosis absorbida se encuentra en la parte superior e inferior y las altas dosis absorbidas en la parte media.

Finalmente, analizando las tres capas se observa que la mayor dosis absorbida fue en la tercera capa con un valor de 113.64 cGy pero no fue uniforme en todas las piezas, por otro lado, la

primera capa recibió 15% menos dosis que la tercera capa con un valor de 96.4 cGy pero en todas las caras se depositaron mayor cantidad de dosis. En la segunda capa la dosis depositada fue 9% menor que la tercera capa con un valor de 103.23 cGy.

Figura 49 Tercera Capa con los Valores de Dosis Absorbida



CONCLUSIONES

1. La radiación en el fantoma, y las dosis máximas absorbidas en las tres capas del fantoma de estructura geodésica fueron de: 96.24 cGy en la primera capa, en la segunda capa la dosis depositada es de 103.23 cGy y la tercera capa 113.64 cGy, lo que implica que la radiación no es uniforme.
2. El diseño y construcción del fantoma de estructura geodésica con tres capas, utilizando el algoritmo de generación de icosaedros de Matlab, permite determinar el orden de las posiciones de los vértices y caras del poliedro geodésico, y formar en SolidWorks dicho poliedro en 3D e imprimirlo.
3. La caracterización de las películas EBT3, evita efectos no deseados en el análisis y calibración a diferentes profundidades y muestra la sensibilidad que tienen éstas películas radiocrómicas EBT3. Permitiendo obtener la curva de porcentaje de dosis a profundidad (PDD) y observar que la curva de las películas radiocrómicas tienen el mismo patrón de comportamiento respecto al calibrado con fantoma de agua.

DISCUSIÓN

Los antecedentes de las investigaciones para la dosimetría y caracterización en películas, muestran coincidencias concluyendo que la irradiación es homogénea.

En la presente tesis, las películas radiocrómicas EBT3 muestran alta resolución y sensibilidad. A diferencia de los antecedentes estudiados, en el presente trabajo se evidencia que la irradiación no es uniforme; y como el diseño está basado en una estructura geodésica (se asemeja más al cráneo humano); permite afirmar que con este modelo se obtendrá mejores tratamientos dosimétricos, considerando la radiación por sector sobre el cráneo humano.

RECOMENDACIONES

En la elaboración del fantoma se debe tener cuidado con las películas radiocrómicas al momento de retirar del fantoma después de haber sido irradiado, porque son sensibles y frágiles.

En el recubrimiento con limpiatipo se debe buscar más uniformidad para que simule mejor la estructura ósea de un cráneo.

Al momento de determinar la dosis en cada cara de la estructura del fantoma se debe considerar la posición de la anatomía del cráneo humano.

Al realizar la dosimetría intracraneal en las tres capas del fantoma, se observa que la tercera capa absorbe la mayor cantidad de radiación (113.64 cGy) y la menor dosis absorbida es por la primera capa (96.4 cGy), por lo tanto el modelo presentado optimiza los tratamientos dosimétricos intracraneales por lo que podemos sugerir su utilización en dichos tratamientos.

BIBLIOGRAFÍA

- A. Martinez. (2005). Radioterapia de intensidad modulada. *Serie Investigación AVALIATIVA*, 151.
- Campos, V., & Daniel, N. (2018). *Comparación dosimétrica entre diferentes modalidades de tratamiento en radiocirugía intracraneales Comparación dosimétrica entre diferentes modalidades de tratamiento en radiocirugía intracraneales Tesis presentada para optar el título de Magister de la U. "Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. <http://digital.bl.fcen.uba.ar>."*
- Cherry, R., Upton, A., Lodde, G., & Porter, S. (2012). Radiaciones ionizantes riesgos Generales. *Enciclopedia de Salud y Seguridad En El Trabajo*, 46.
- Chiossi, C. E. (2008). *Interacción de la Radiación Electromagnética Ionizante con la Materia*.
- Costa, N. A., Patallo, I. S., Dimitriadis, A., Saraiva, C. W. C., & Potiens, M. da P. A. (2020). Phantom development and implementation for Gamma Knife® dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry*, 167(December 2018), 108355. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.108355>
- De León Alfaro, M. A., Hernández-Oviedo, J. O., & Rivera-Montalvo, T. (2015). *Dosimetría Relativa por EBT3*. 131–143.
- Dueñas Osuna, A. (2013). *El problema de corte unidimensional aplicado a la obtención de elementos longitudinales de domos geodésicos*. 1–114. http://lic.mat.uson.mx/tesis/043_Alejandro_D.pdf
- GafChromic™. (n.d.). *Dosimetry media, type EBT3 film specifications manual*. www.gafchromic.com.
- González Gálvez, A. M. (2018). Control de calidad de radiocirugía estereotáxica de múltiples metástasis intracraneales con arcoterapia volumétrica modulada, usando películas dosimétricas y TLD [UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA]. In *Universidad Nacional de Ingeniería*. <http://cybertesis.uni.edu.pe/handle/uni/12484>
- Huaman, T. (2022). *Universidad Nacional Mayor de San Marcos Determinación de los tiempos de irradiación mediante dosimetría de películas Radiocrómicas EBT3 y el equipo electrónico INTRABEAM con aplicadores cilindricos de 2 cm y 2 . 5 cm de diámetro para el tratamiento del C*.
- Instituto Nacional del Cáncer. (2019). *Radioterapia para tratar el cáncer*. EE.UU. <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
- Marroquín, E. Y. L. (2016). *Caracterización y validación de la película Gafchromic EBT3 para control de calidad en tratamientos de radiocirugía utilizando dos sistemas ópticos*. Universidad Autónoma del Estado de México.
- Miguel Alcaraz. (2013). Interacción De La Radiacion Con La Materia. *Ir-Sp-Ba-Tx-T02*, 1–13.
- Mosquera., A. F. V. (2019). *Análisis dosimétrico de un detector micro-diamante PTW 60019 (SCDD) para dosimetría clínica de un acelerador lineal (clinac ix), en haces de fotones de 6 MeV* (Vol. 60019, Issue clinac ix). NIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA.

- Peñalver, M. (2017). *Estudio de alternativas de cúpula geodésica en madera de fácil realización y montaje*. 1–54.
- Peng, Z. (2016). *Geodesic Dome Structural Analysis and Design*. University of Southern Queensland.
- Prieto Escribano, A. I. (2018). *Desarrollo de una metodología de reconstrucción del espectro de Rayos X del Flat Panel de posicionamiento de un Acelerador Lineal de partículas (LinAc) para Radioterapia*. <https://riunet.upv.es:443/handle/10251/106586>
- Quesada, C. (2006). Los sólidos platónicos. *Historia, Propiedades y Arte, 1*, 1–41.
- Revuelta, M., Fernández, J., Hidalgo, R., Rivera, R., & Gemin, W. (2008). Las radiaciones electromagnéticas y sus efectos en el cuerpo humano. *Ciencia Hoy, 18*(106), 24–33. [http://www2.congreso.gob.pe/sicr/cendocbib/con4_uibd.nsf/4308913D12546D9E05257C8900626D6D/\\$FILE/nexos25.pdf](http://www2.congreso.gob.pe/sicr/cendocbib/con4_uibd.nsf/4308913D12546D9E05257C8900626D6D/$FILE/nexos25.pdf)
- Sampieri, R. (2018). *METODOLOGIA DE LA INVESTIGACION, las rutas cuantitativa, cualitativa y mixta* (M.-H. INTERAMERICANA (ed.); 6ta ed.). Mc. Graw Hill Education.
- Sociedad Americana Contra El Cáncer. (2019). *Cómo se usa la radioterapia para tratar el cáncer*. <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/conceptos-basicos.html>
- Vaiano, P., Consales, M., Casolaro, P., Campajola, L., Fienga, F., Di Capua, F., Breglio, G., Buontempo, S., Cutolo, A., & Cusano, A. (2019). A novel method for EBT3 Gafchromic films read-out at high dose levels. *Physica Medica, 61*(May), 77–84. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.013>