



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DE CHILE

FACULTAD DE FÍSICA
MAGÍSTER EN FÍSICA MÉDICA

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE DOSIS PERIFÉRICA EN TRATAMIENTOS DE
RADIOCIRUGÍA CON GAMMA KNIFE LEKSELL 4C

POR

ANA MARÍA CARDONA MAYA

Tesis presentada a la Facultad de Física
de la Pontificia Universidad Católica de Chile,
para optar al grado de Magister en Física Médica

Profesores Guía

EDGARDO DÖRNER JAKSIC

BEATRIZ SANCHEZ NIETO

Junio, 2018

Santiago, Chile

©2018, Ana María Cardona Maya

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica que acredita al trabajo y a su autor.

FECHA _____

FIRMA _____

Resumen

La hipótesis de este trabajo plantea que es posible, mediante un modelo Monte Carlo (MC), simular la dosis periférica en pacientes sometidos a tratamientos de radiocirugía estereotáctica con Gamma Knife. Para ello se desarrolló un modelo Monte Carlo de la unidad Gamma Knife Leksell 4C con el uso de librerías de clases EGSnrc C++ egspp junto con un fantoma antropomórfico. Aunque el modelo desarrollado permitirá simular cualquier otro tratamiento en la unidad para obtener dosis dentro y fuera del volumen a tratar, este trabajo se centró en su uso para la estimación de dosis periférica. Se modeló así mismo el transporte de radiación al interior del fantoma antropomórfico durante un tratamiento con todas las fuentes abiertas, para obtener el espectro y dosis absorbida en diferentes puntos del fantoma antropomórfico.

La validación del modelo fue llevada a cabo comparando ciertos parámetros dosimétricos de perfiles de dosis en el isocentro de la máquina sobre un fantoma esférico, con otros valores experimentales y modelos ya publicados. Se verificó, así mismo, que el espectro en el isocentro corresponde al de exposición a Co-60. Finalmente, la distribución de dosis relativa al isocentro del modelo MC en los puntos del fantoma antropomórfico fue comparada con las medidas realizadas con dosímetros termoluminiscentes durante la irradiación del fantoma antropomórfico bajo la configuración simulada. Las dosis medidas y simuladas muestran acuerdo, excepto en dos puntos cercanos al volumen blanco. Las discrepancias encontradas podrían ser explicadas por la dependencia de la dosis calculada con MC al posicionamiento angular de las fuentes, por las diferencias entre la posición del TLD y volumen de scoring modelado, la homogeneidad del maniquí simulado frente al irradiado y a la complejidad que tiene la obtención de la dosis por dosimetría termoluminiscente. Por último, se estimó el riesgo de cáncer secundario asociado al uso de esta técnica en diferentes órganos/tejidos.

Agradecimientos

Quiero agradecer a Dios por su presencia en mi vida, por ser mi guía y fortaleza en todo momento; de su mano me ha llevado a lo largo de nuevas experiencias académicas y personales de las cuales he aprendido siempre para bien y sin duda me han hecho una persona más agradecida, humilde y fuerte. A mi padre, madre y novio por creer en mí, por su amor, consejos, oraciones y apoyo incondicional, fundamentales para mi paz interior y para el buen desarrollo de mis actividades del día a día.

A mis profesores Dr. Edgardo Dörner y Dra. Beatriz Sánchez, por proporcionar las herramientas académicas necesarias para el entendimiento de todos los temas relacionados con esta tesis, por su ayuda en la realización de esta, pues han ofrecido su amplio conocimiento a disposición mía y de esta tesis.

Mi agradecimiento también va dirigido a las personas e instituciones que de alguna u otra manera hicieron posible la realización de esta tesis, entre ellos:

- Al Profesor Ignacio Espinoza por su colaboración académica en el inicio de este trabajo, pues con él pudimos sentar las bases para los objetivos de esta investigación.
- Al Físico Médico Francisco Bova por su gentil ayuda, orientación y disponibilidad en la facilitación de la unidad Gamma Knife Leksell 4C del Hospital Militar en Santiago de Chile, para la realización de las mediciones con el fantoma antropomórfico.
- Al Físico Médico Gabriel Zellada por la atención y colaboración proporcionando el espacio para la irradiación de los TLD-700 y TLD-100H en la Clínica Alemana en Santiago de Chile.
- A los integrantes del laboratorio de dosimetría de la Pontificia Universidad Católica de Chile, en especial a Claudia Morales por su amable disposición en la orientación de todo lo relacionado con la dosimetría de los TLDs.
- A la Universidad de Sevilla, España por facilitar el fantoma antropomórfico Norma para las mediciones dosimétricas.
- A la Pontificia Universidad Católica de Chile por ofrecerme la oportunidad de pertenecer a su excelente institución y a sus profesores por impartir el conocimiento necesario para el entendimiento del fascinante mundo de la Física Médica.

Finalmente, agradecer la colaboración de Fondecyt Iniciación No. 11150894.

“La vida no es fácil, para ninguno de nosotros. Pero... ¡qué importa! Hay que perseverar y, sobre todo, tener confianza en uno mismo. ...”

Marie Curie

Contenido

1	Introducción	8
	Objetivos	10
1.1	Radiocirugía estereotáctica	11
1.2	Radiocirugía estereotáctica con Gamma Knife (GK)	11
1.2.1	Gamma Knife Leksell 4C (GKL4C)	17
1.2.1.1	Fuentes	19
1.2.1.2	Sistema de Colimación	19
1.2.1.3	Marco estereotáctico	23
1.2.1.4	Planificación de tratamiento	26
1.3	Dosis periférica en radiocirugía con Gamma Knife Leksell	28
1.4	Simulación Monte Carlo del transporte de radiación en la materia	29
1.4.1	Plataforma Monte Carlo EGSnrc	30
1.4.2	Uso de las librerías de clases EGSnrc C++ egssp	31
1.5	Dosimetría termoluminiscente	32
1.5.1	Dosimetría con LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H)	36
1.5.2	Dosimetría con LiF:Mg,Ti (TLD-700) y (TLD-100)	37
2	Materiales y métodos	38
2.1	Modelo Monte Carlo	38
2.1.1	Definición de la geometría	39
2.1.1.1	Canal de colimación del haz	39
2.1.1.2	Rotación y traslación de los canales de colimación	39
2.1.1.3	Blindaje	41
2.1.1.4	Fantomas	42
2.1.2	Definición de las fuentes	43
2.1.3	Opciones de scoring	45
2.1.4	Técnicas de reducción de varianza	46
2.2	Simulaciones Monte Carlo	47
2.3	Dosimetría termoluminiscente	49
2.3.1	Protocolos de borrado - lectura y FSI	49
2.3.2	Dosimetría termoluminiscente en fantoma antropomórfico	53
2.3.3	Determinación de la dosis absorbida	60
2.3.3.1	Dosis altas	60
2.3.3.2	Dosis bajas	61
2.4	Método de validación	63
2.5	Calibración del modelo MC	64
2.6	Estimación del riesgo de cáncer secundario	64
3	Resultados	66
3.1	Modelo Monte Carlo	66
3.1.1	Canal de colimación del haz	66
3.1.2	Rotación y traslación de los canales de colimación	66
3.1.3	Blindaje	68
3.1.4	Fantomas	71
3.1.5	Definición de fuente de partículas	73
3.2	Validación del modelo Monte Carlo	74
3.2.1	Perfiles de dosis en fantoma esférico	74

3.2.2	Espectro de energía en el isocentro del fantoma antropomórfico-----	77
3.2.3	Distribución de dosis relativa al isocentro a lo largo del fantoma antropomórfico-----	77
3.2.4	Dosis absorbida en puntos del fantoma antropomórfico -----	82
3.2.4.1	Estimación del riesgo de cáncer secundario -----	84
4	Discusión -----	85
4.1	Geometría y definición de fuente de partículas del modelo MC-----	85
4.2	Perfiles de dosis -----	85
4.3	Espectros de energía -----	86
4.4	Distribuciones de dosis relativas al isocentro-----	86
4.5	Dosis absorbida en puntos del fantoma antropomórfico-----	87
4.6	Dosis periférica -----	87
4.7	Estimación del riesgo de cáncer secundario -----	87
5	Conclusiones-----	89
6	Bibliografía -----	90

1 Introducción

El uso de radiaciones ionizantes en el tratamiento de diferentes enfermedades, entre ellas cáncer, es conocido como radioterapia. Ésta busca entregar dosis de radiación más altas al blanco de tratamiento mientras disminuye la dosis a órganos o tejidos sanos para evitar toxicidades tardías. Una forma de radioterapia externa es la técnica llamada radiocirugía estereotáctica (Stereotactic Radiosurgery –SRS por sus siglas en inglés), que se enfoca en el tratamiento no invasivo de lesiones ubicadas en el cerebro, donde la cirugía abierta no es una opción debido a los altos riesgos de hemorragia, infecciones y diferentes complicaciones que se puedan presentar. Las tecnologías que son usadas para realizar SRS incluyen aceleradores lineales, aceleradores de haces de partículas y unidades con múltiples fuentes de Co-60 (1) que son conocidas como unidades Gamma Knife (GK).

La radiocirugía estereotáctica con GK involucra altas dosis de radiación (~100Gy) impartidas al volumen blanco en una única sesión de tratamiento, las cuales pueden ser mucho más altas que en tratamientos de radioterapia convencional. Esta técnica es usada en el tratamiento de tumores malignos, benignos, enfermedades vasculares y funcionales las cuales no están relacionadas con un cáncer. Por lo tanto, es relevante saber cuál es la dosis depositada fuera del campo de tratamiento, es decir, la estimación de la dosis periférica. Esto es debido a la asociación de dosis periférica en la inducción de cáncer secundario, en tratamientos de radioterapia externa (2) y a la mayor expectativa de vida que manejan los pacientes tratados con estas técnicas. Una solución sería que el sistema de planificación comercial estime esta dosis. Sin embargo, esto no es posible ya que los algoritmos de cálculo implementados en dichos planificadores no han sido desarrollados para estimar con precisión la dosis más allá de la penumbra del campo (se han reportado diferencias entre lo estimado y lo medido de hasta un 50% (3)). Adicionalmente, aún suponiendo que el planificador pudiera realizar los cálculos en la periferia, el paciente necesitaría ser escaneado por completo (lo que implicaría depositar una dosis efectiva al paciente del mismo orden de magnitud que la dosis periférica). Por lo tanto, el desarrollo de nuevas alternativas para la estimación de dosis periférica se hacen necesarias.

Existen trabajos previos relacionados con dosis periférica en tratamientos de radioterapia con aceleradores lineales como las referencias (4) y (5), pero ninguno en tratamientos de radiocirugía estereotáctica con GK, que involucre el modelamiento Monte Carlo con el uso de las librerías de clases EGSnrc C++ egsp y medidas experimentales con dosímetros termoluminiscentes, como lo pone en relevancia el presente trabajo de investigación.

Esta tesis describe el desarrollo de un modelo Monte Carlo de la unidad Gamma Knife Leksell 4C con el uso de las librerías de clases EGSnrc C++ egsp, para la estimación de dosis periférica en tratamientos de radiocirugía estereotáctica realizados con esta técnica. Para la validación del modelo, fueron utilizados diferentes parámetros dosimétricos: el ancho a media altura de los perfiles de dosis calculados para un fantoma esférico, espectro de energía en el isocentro, distribución de dosis relativa al isocentro y dosis absorbida en puntos

del fantoma antropomórfico. Estos dos últimos parámetros fueron comparados con mediciones realizadas con dosímetros termoluminiscentes TLD-100, TLD-700 y TLD-100H para lo cual fue necesario obtener la energía promedio en cada punto del fantoma para corregir la respuesta en energía de los cristales. La calibración del modelo, permitió convertir y hacer comparables las dosis obtenidas por simulación MC con las medidas por los diferentes tipos de TLDs. Finalmente, se estimó el riesgo de cáncer secundario asociado al uso de esta técnica en diferentes órganos/tejidos.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un modelo Monte Carlo del Gamma Knife Leksell 4C con el uso de librerías clase EGSnrc C++ egspp, para la estimación de dosis periférica en tratamientos de radiocirugía estereotáctica realizados con esta técnica.

Objetivos específicos

- Generar modelo Monte Carlo de la unidad Gamma Knife Leksell 4C.
- Realizar simulaciones Monte Carlo para obtener perfiles de dosis usando un fantoma esférico, además de espectros de energía y las dosis en cada punto de interés dentro de un fantoma antropomórfico.
- Medir dosis periférica con las 201 fuentes abiertas en un tratamiento típico de un paciente sometido a esta técnica utilizando el fantoma antropomórfico con los dosímetros termoluminiscentes insertos en las posiciones de interés.

1.1 Radiocirugía estereotáctica

El uso de radiación ionizante en el tratamiento de pacientes con tumores cerebrales tuvo sus inicios tempranos a mediados de 1906, donde se hacía uso de rayos X en tumores de pituitaria y tratamientos en patologías similares con la técnica de braquiterapia (6). A lo largo del tiempo, en el ámbito de la neurocirugía, el uso de radiación para tratar lesiones cerebrales continuó, pero no fue hasta el año 1951, cuando por primera vez se definió el término “radiocirugía estereotáctica”.

Este término fue acuñado por el médico y profesor de neurocirugía Lars Leksell (1907-1986) quien lo definió como un método no invasivo de tratamiento de lesiones intracraneales ubicadas profundamente en el cerebro. En estos casos, la cirugía abierta no representa una opción (1), pues conlleva altos riesgos de hemorragia, infección y diferentes complicaciones.

El empleo de este término se logró dados los estudios del profesor Leksell y el físico Börje Larsson, que concentraron su investigación en haces de radiación ionizante con el uso de un marco estereotáctico que permite la localización exacta de la lesión a tratar, pues proporciona las coordenadas cartesianas del tumor y a su vez de cualquier región sana del cerebro que no se quiere afectar.

El primer procedimiento involucró un tubo de rayos X, posteriormente se experimentó con haces de partículas y aceleradores lineales. Bajo toda esta experiencia, se diseñó la primera unidad GK (operativa en 1968 para investigación) en el Instituto Karolinska en Estocolmo, Suecia. Antes de la Tomografía Computarizada (TC), el uso del GK se limitó a pacientes con Malformaciones Arteriovenosas (MAV) y neurinomas del acústico, que se podían observar a través de imágenes de angiografía y politomografía, respectivamente (6).

En la actualidad existen varios métodos para realizar radiocirugía estereotáctica que involucran diferentes equipos como GK, Aceleradores Lineales (LINACs) y aceleradores de haces de partículas (haces de protones). En este trabajo nos enfocaremos en la radiocirugía estereotáctica con Gamma Knife.

1.2 Radiocirugía estereotáctica con Gamma Knife (GK)

La técnica de irradiación externa GK, entrega en una sola fracción altas dosis de radiación ionizante a una diversidad de pequeñas y bien definidas lesiones intracraneales, a través del uso de fuentes de Co-60 dispuestas en un arreglo hemiesférico alrededor de un punto focal común que se ubica en el isocentro del tratamiento (punto en el espacio relativo a la máquina de tratamiento donde se interceptan los haces de radiación (7)). El GK cuenta con un sistema de colimación primario que es fijo y otro sistema de colimación secundario que es removible y se conoce también como casco colimador (ver figura 1-1). Éste último se une a un marco estereotáctico que ha sido añadido previamente a la cabeza del paciente y proporciona las

coordenadas específicas donde se ubica la lesión (ver figura 1-2). El uso del marco estereotáctico permite una alta precisión geométrica del tratamiento, disminuyendo la probabilidad de daño a tejidos sanos.

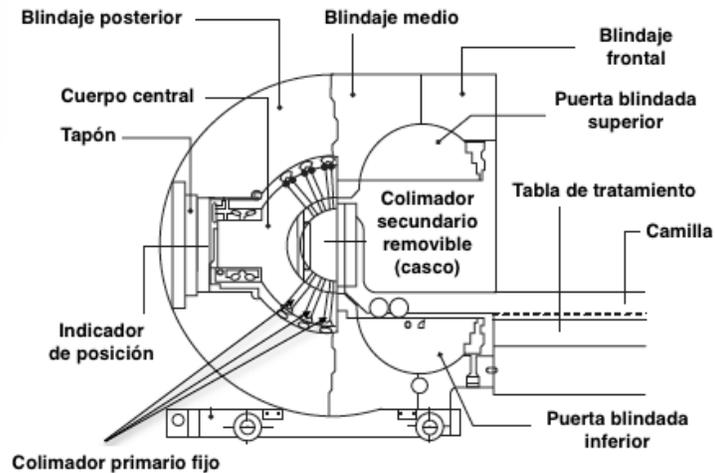


Figura 1-1. Imagen superior: Esquema simple de la unidad GK donde se pueden observar el sistema de colimación primario fijo (ubicado en el interior de la máquina) y el casco colimador en la posición de irradiación. **Imagen inferior:** Fotografía frontal de la unidad, donde se ve al casco colimador cuando no se está realizando el tratamiento. Imagen superior tomada de (6).

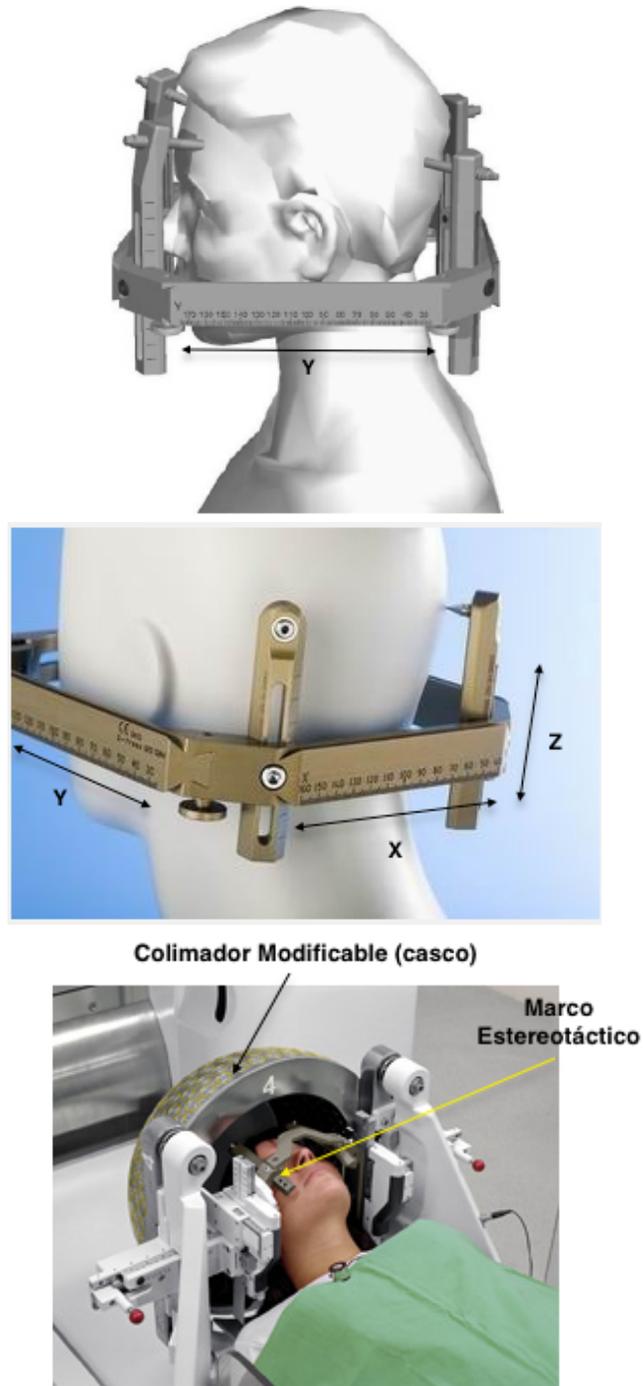


Figura 1-2. Imagen superior: Marco estereotáctico sujetado a la cabeza del paciente; **imagen del medio:** coordenadas del marco estereotáctico; **imagen inferior:** Casco colimador unido al marco estereotáctico. Imágenes tomadas de (6), (8) y (9).

Esta técnica está indicada en el tratamiento de:

- **Lesiones vasculares:** Como MAV, angioma cavernoso y fistula dural.
- **Tumores benignos:** Schwannoma vestibular, meningioma, adenoma de hipófisis, tumores gliales benignos, craneofaringeoma, etc.
- **Tumores malignos:** Tumores gliales malignos, metástasis, condrosarcoma, carcinoma nasofaríngeo, etc.

Y en el manejo de **trastornos neurológicos funcionales** como neuralgia trigeminal, epilepsia, enfermedad de párkinson, temblor esencial ó dolor crónico.

Diferentes modelos de la unidad GK han sido desarrollados a lo largo del tiempo. Estos conservan la disposición estructural del modelo original, pero le fueron añadidas modificaciones de diseño.

Estas son algunas características relevantes de los modelos (información detallada del modelo que se utilizó en el presente trabajo se encuentra en la sección 1.2.1).

- **Unidad GK modelo U (ó A)**, fue la primera unidad introducida en los Estados Unidos, en el Centro Médico de la Universidad de Pittsburgh en 1987. Este modelo tiene una geometría de fuentes similar a los modelos B y C, excepto que el modelo U tiene grandes ángulos de latitud. Esta unidad tiene 179 fuentes de Co-60 y colimadores de 8mm, 14mm y 18mm.

La desventaja de este modelo es que algunas fuentes en la parte superior del paciente son usualmente tapadas para proteger el quiasma óptico (10). La figura 1-3 muestra una ilustración de la Unidad GK modelo U con el paciente en su respectivo lugar de tratamiento.

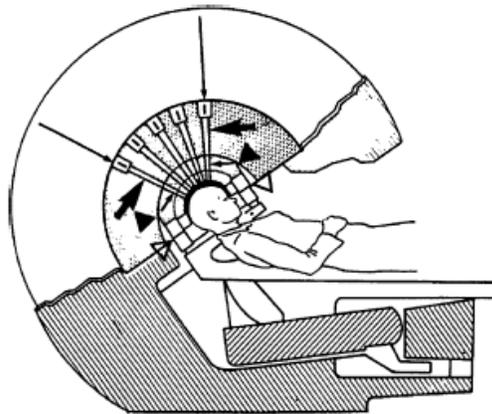


Figura 1-3. Unidad GK modelo U con el paciente ubicado en la posición de tratamiento. El paciente se sube hasta que los canales del casco que tiene sujeto a la cabeza (y al sillón) se acoplan con los canales del casco superior (ver flechas). Imagen tomada de (1).

- **Unidad GK modelo B**, fue introducida en 1996. En este modelo el paciente solo es movido horizontalmente en la máquina a través de la camilla (que no es hidráulica) y no verticalmente como en el modelo anterior. Además, el casco colimador es diferente y ligeramente más grande que en modelos anteriores (1). Tiene 201 fuentes de Co-60 distribuidas en un arreglo hemiesférico con ángulos de latitud muy pequeños (10). La figura 1-4 muestra la unidad GK modelo B.



Figura 1-4. Unidad GK modelo B .Imagen tomada de (11).

- **Unidad GK modelo C:** Fue puesta en uso en 1999 y es el modelo previo al 4C. Tiene exactamente la misma unidad de radiación que el modelo B que dispone de 201 fuentes de Co-60. La única diferencia es que se añade el Sistema de Posicionamiento Automático-SPA, que mueve la cabeza del paciente a las coordenadas del blanco de tratamiento definidas en el plan de tratamiento de forma automática y evita lo que con anteriores modelos se realizaba, un ajuste manual de cada conjunto de coordenadas en un plan de múltiples isocentros (ver figura 1-5).

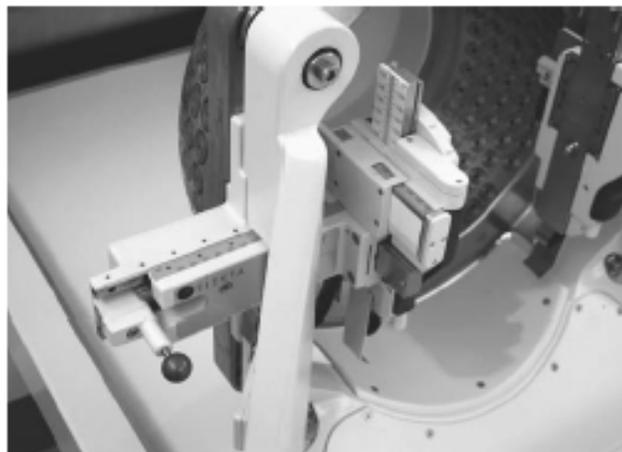


Figura 1-5. Imagen superior: Unidad Gamma Knife Leksell modelo C, **imagen inferior:** El Sistema de Posicionamiento Automático de la máquina. Imagen tomada de (11) y (6) respectivamente.

- **Unidad GK Leksell Perfexion:** Fue introducido en Junio del 2006 (12) (ver figura 1-6 (superior)), un año después del Gamma Knife Leksell 4C. Esta unidad fue rediseñada con una geometría de haz completamente nueva. A continuación, algunas breves características de esta unidad (1), (13):
 - No tiene cascos colimadores
 - Cuenta con una configuración cilíndrica de tungsteno a través del cual se han perforado 192 canales de colimación.
 - Las fuentes no están montadas en una posición fija. En cambio, están montadas en 8 sectores móviles. Cada uno de estos sectores contiene 24 fuentes dando un total de 192.

A través de estas características este modelo permitió una mejora en el tiempo de tratamiento ya que no hay cascos que cambiar (1) (ver figura 1-6 (inferior)).

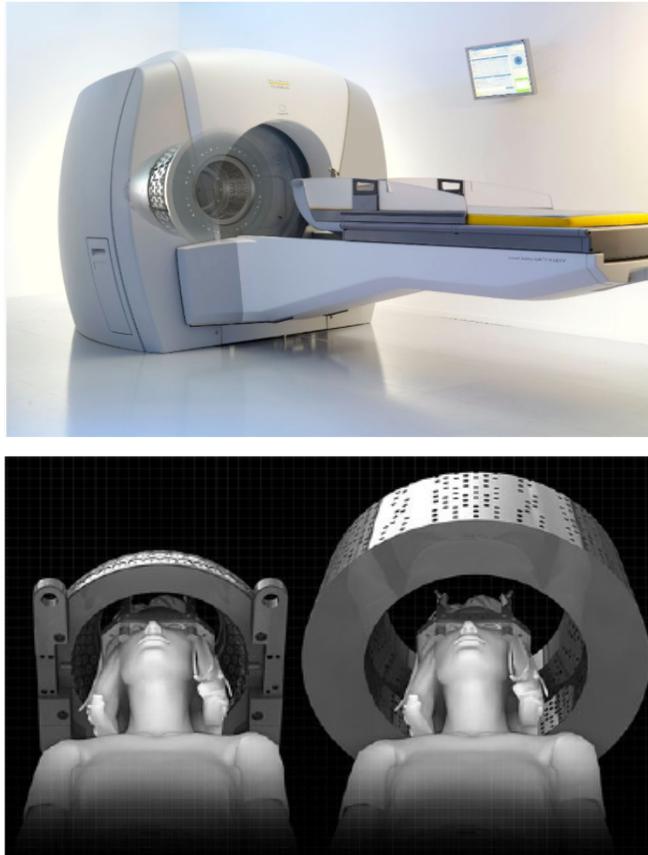


Figura 1-6. Imagen superior: Muestra la unidad GK Perfexion (imagen tomada de (14)). **Imagen inferior:** Muestra la comparación entre las dimensiones del casco colimador de los modelos anteriores de GK (a la izquierda) y el colimador del modelo Perfexion a la derecha (imagen tomada de (1)).

1.2.1 Gamma Knife Leksell 4C (GKL4C)

Esta unidad fue introducida en el año 2005. El diseño estructural de la máquina es el mismo que el modelo C. Los únicos cambios entre esta versión y la anterior, es la mejora en el tiempo total de tratamiento al aumentar la rapidez de los sistemas de cambio de casco colimador y el Sistema de Posicionamiento Automático - SPA robótico. Adicionalmente, la nueva versión del software de planificación incluida en el GKL4C, permite una mayor precisión en el cálculo de la distribución de dosis, así como nuevas herramientas que facilitan la incorporación de imágenes y la fusión de éstas.

El equipo está compuesto esencialmente de 201 fuentes de Co-60, un sistema principal fijo de colimación del haz (que hacen parte del cuerpo central de la máquina) y a su vez están recubiertos por el blindaje principal de la máquina. También está compuesto por un sistema de colimación removible o casco colimador, un sistema para el posicionamiento estereotáctico del paciente y la camilla para la ubicación del paciente. La figura 1-7 muestra la unidad GKL4C; el sistema de colimación fijo y las fuentes son componentes internos de la máquina.



Figura 1-7. Imagen arriba a la izquierda: Unidad GKL4C del Hospital Militar de Santiago de Chile. **Imagen inferior izquierda:** Blindaje que recubre el cuerpo central de la máquina. **Imagen derecha:** Casco colimador de 4mm adosado a la camilla, además de las puertas de blindaje que se mantienen cerradas mientras la máquina no esté en modo tratamiento.

A continuación, una descripción detallada de los componentes principales de la máquina.

1.2.1.1 Fuentes

El radionúclido usado en el GK es el Co-60. Este radionúclido tiene un período de semi-desintegración de 5.26 años, lo cual otorga una ventaja para el uso clínico, pues no requiere de reposición constante. El Co-60 es un emisor β^- que decae a Ni-60. La emisión β^- viene acompañada de dos rayos gamma γ con energías de 1.17MeV y 1.33 MeV (15) (ver figura 1-8).

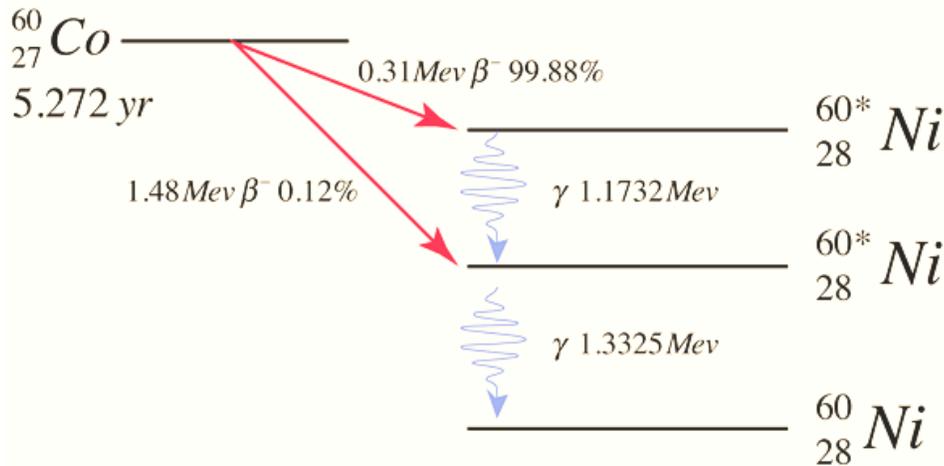


Figura 1-8. Esquema de decaimiento del radionúclido Co-60. Imagen tomada de (16) .

Las 201 fuentes de Co-60 en el GK están distribuidas a lo largo de cinco anillos paralelos en una superficie hemiesférica de alrededor de 40 cm de radio (17). Cada una de las fuentes están formadas por 20 “pellets” o gránulos cilíndricos de Co-60 de 1mm de diámetro y 1mm de altura (18). Estos 20 pellets están dentro de una cápsula de acero inoxidable y la misma está dentro de un contenedor de aluminio. La actividad de las 201 fuentes de Co-60 en el GKL4C de la figura 1-7 es 6264.1 Ci (231.77 Tbq) al 31 de enero del 2011.

1.2.1.2 Sistema de Colimación

Cada fuente es colimada a través de un colimador principal fijo y un colimador removible, éstos hacen parte del canal de colimación (ver figura 1-9 (a)) que permite dirigir el haz a un solo punto focal común. Las características de cada colimador se muestran a continuación:

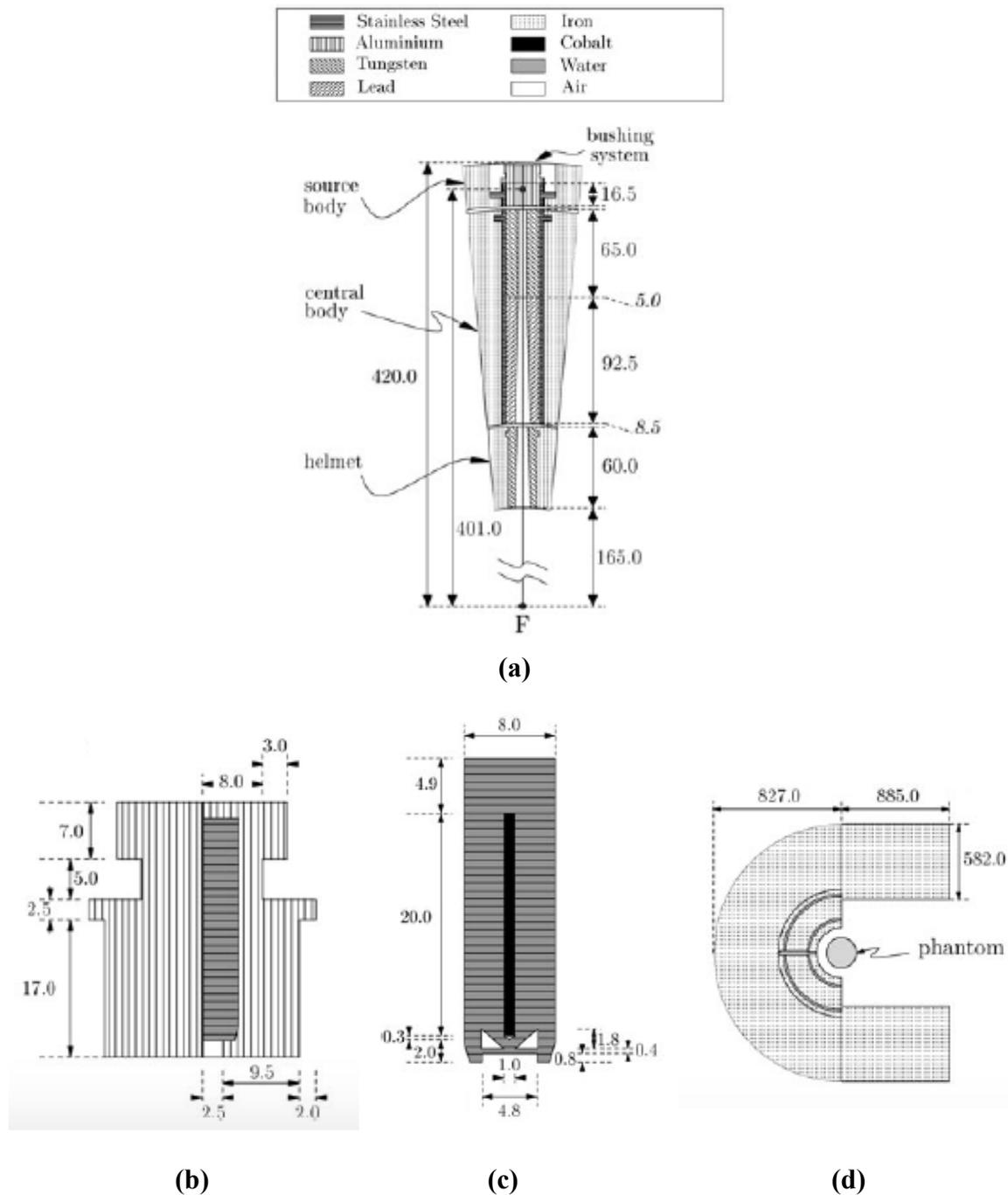


Figura 1-9. (a) Canal de colimación del haz conformado por un colimador removible (“helmet” por sus siglas en inglés), un colimador fijo (que está ubicado en el cuerpo central de la máquina) y el cuerpo de una fuente, (b) Sistema de blindaje de cápsula, (c) Cápsula de acero inoxidable que envuelve la fuente de Co-60, (d) Blindaje de hierro que representa el cabezal del GKL4C. Imágenes tomadas de (18).

Colimador fijo: 201 de estos colimadores fijos conforman el sistema de colimación primario fijo que hace parte del cuerpo central de la máquina. Un colimador fijo tiene una longitud total de 15.75 cm y está compuesto por tres cilindros concéntricos. La estructura, en sus primeros 9.25 cm de la longitud total, dispone de un cilindro interno que representa el canal de aire; el cilindro intermedio está hecho de plomo y el externo de acero inoxidable. Para los 6.5 cm restantes, el cilindro interno representa el canal de aire, el cilindro intermedio es de tungsteno y el externo es de acero inoxidable. Además, éste colimador cuenta con un espacio adicional de longitud 3.55 cm en donde se encuentra el cuerpo de la fuente de Co-60 (largo: 2 cm y diámetro: 0.1 cm) cubierto por una cápsula de acero inoxidable y también un contenedor de cápsula hecho de aluminio (ver figura 1-9(b-c)).

Colimador removible: 201 de estos colimadores removibles (ver figura 1-10) del mismo diámetro de apertura, componen lo que comúnmente se conoce como casco colimador (ver figura 1-11).



Figura 1-10. Diferentes diámetros de colimadores removibles. Éstos hacen parte del casco colimador, el cual se compone de 201 de estos colimadores del mismo diámetro. Los colores hacen referencia al tipo de diámetro con el que cada colimador se identifica: rojo para el colimador de 18mm, azul para el de 14mm, verde para el de 8mm y amarillo para el de 4mm. En la imagen superior, la del medio y la inferior se muestran las aperturas interiores, las aperturas exteriores y las dimensiones laterales de los colimadores, respectivamente.



Figura 1-11. Cascos colimadores con sus distintos diámetros de 4, 8, 14 y 18 milímetros. **Imagen izquierda:** Muestra el casco colimador de 4mm unido a la camilla deslizante. **Imagen inferior derecha:** Muestra el casco de 18mm con varios de los colimadores que lo conforman, bloqueados con tapones de hierro.

En el casco los 201 colimadores removibles están distribuidos en cinco anillos, los cuales a su vez están separados uno del otro por diferentes ángulos, los cuales se muestran en la figura 1-12.

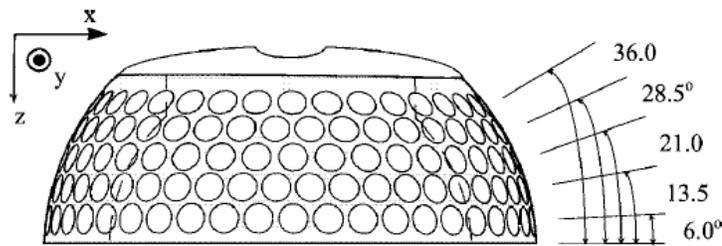


Figura 1-12. *Ángulos de separación entre anillos del casco colimador. Imagen tomada de (10).*

La tabla 1-1 muestra los tamaños de las aperturas internas y externas de las salidas de cada tipo de casco colimador del GK que se mostró anteriormente en la figura 1-10.

Tabla 1-1. *Tamaños de las aperturas interna y externa para diferentes cascos colimadores del GK (datos obtenidos de (19)).*

Díámetro final del haz (mm)	4	8	14	18
Díámetro interior de la apertura (mm)	2.0	3.8	6.3	8.3
Díámetro exterior de la apertura (mm)	2.5	5.0	8.5	10.6

1.2.1.3 Marco estereotáctico

El marco estereotáctico tiene dos propósitos importantes: el primero, proveer un sistema de fijación rígida que asegure que el paciente no se va a mover durante la entrega del tratamiento. El segundo, proveer un marco de referencia con el cual la localización del tumor pueda ser determinada relativa al marco y relativa a la unidad de entrega (6).

El día del tratamiento, el marco estereotáctico de Leksell se fija al cráneo del paciente bajo anestesia local (ver figura 1-2); posteriormente se ancla a la camilla. Una vez que la posición objetivo es alineada con el foco (isocentro), la camilla es deslizada hacia la posición de tratamiento y fijada mecánicamente. El sistema de fijación de la camilla asegura una incertidumbre en el posicionamiento de 0.3mm, aproximadamente (6).

En el modo tratamiento, las puertas del blindaje están abiertas, lo que resulta en un aumento de la dosis de dispersión dentro de la sala de tratamiento. Cuando la camilla deslizante se retira y las puertas de blindaje están todavía abiertas, las dosis de dispersión se vuelven aproximadamente 1.3 veces más altas. Debido al diseño de la unidad, ningún haz primario escapa directamente - incluso con las puertas abiertas -. Cuando las puertas están cerradas, las tasas de exposición por radiación de fugas se reducen significativamente (6).

El proceso básico del procedimiento con GK en un paciente consta de tres pasos:

- El primero, es la **localización del blanco de tratamiento**; esto se logra fijando el marco estereotáctico al cráneo del paciente usando anestesia local, al cual le es añadido un dispositivo fiducial en forma de caja para facilitar el registro de las imágenes (Figura 1-13). Las marcas fiduciales de la caja proporcionan un sistema de coordenadas que permite determinar con precisión la posición del volumen de tratamiento con respecto al marco estereotáctico (6).

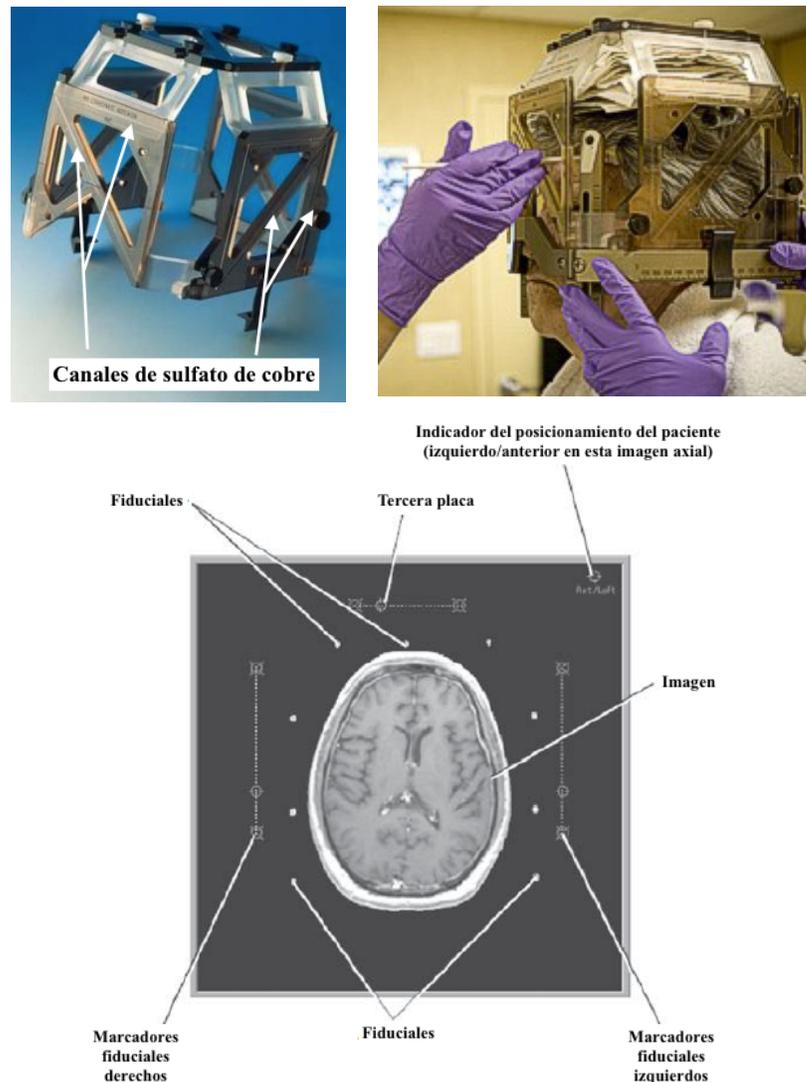


Figura 1-13. Imagen superior izquierda: Caja indicadora fiducial para Imágenes de Resonancia Magnética (MRI por sus siglas en inglés), tiene canales llenos con una solución de alto contraste que permite la fácil ubicación de estos puntos de referencia en la imagen. **Imagen superior derecha:** El paciente con la caja fiducial adjunta al marco estereotáctico. **Imagen inferior:** Marcas fiduciales aparecen en blanco en la imagen de MRI del paciente. Imágenes tomadas de (20), (21) y (6), respectivamente.

Finalmente, con el dispositivo fiducial posicionado en el paciente (varía dependiendo del tipo de imagen) se toman las imágenes que pueden ser obtenidas con CT, MRI o angiografía y se transfieren al sistema de planificación de tratamiento. Una vez finalizado este proceso el dispositivo fiducial es retirado.

Dado que el contorno externo de la cabeza del paciente también es requerido en el sistema de planificación del GK (para calcular la profundidad de penetración de cada haz durante el cálculo de dosis), se posiciona el dispositivo en la cabeza del paciente (Figura 1-14) y una vez se completan las mediciones este dispositivo también es retirado.

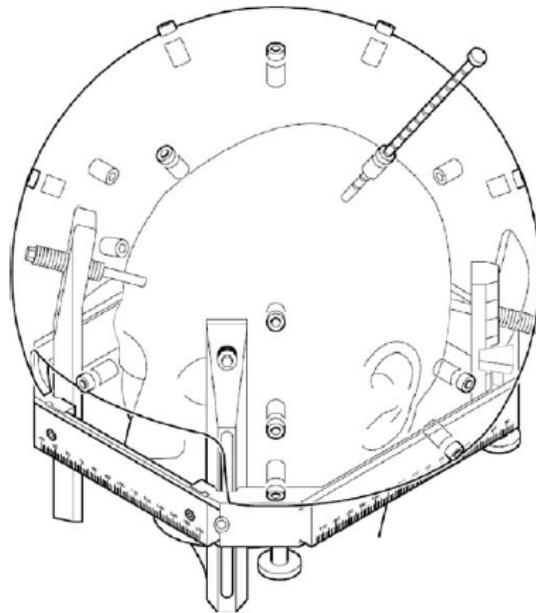


Figura 1-14. Dispositivo usado en GK para hallar el contorno externo del cráneo del paciente y lograr un “mapeo” de la superficie del mismo. Imagen tomada de (6).

- El segundo, es la **planificación de tratamiento** donde se diseña en conjunto con los neurólogos, oncólogos, físicos médicos y/o dosimetristas el plan que mejor se ajuste al objetivo, que es, lograr la preservación máxima del tejido normal al tiempo en que se intenta entregar la mayor cobertura de dosis al blanco de tratamiento (mayor detalle ver sección 1.2.1.4). El sistema de planificación de tratamiento usado por la unidad GK, es conocido como GammaPlan Leksell® (Elekta Instruments AB).
- El tercero, es el **tratamiento del paciente** que se realiza después de ser completada la planificación del tratamiento. Para este paso el paciente es anclado al casco colimador del Gamma Knife, seguido del posicionamiento del paciente ya sea manualmente o con el APS para hacer coincidir el punto focal de la máquina con las coordenadas y , y , z del blanco del tratamiento (6). Durante éste, los cascos

colimadores pueden ser cambiados, como también el paciente puede ser reposicionado tal como lo indique el plan de tratamiento. Una vez finaliza el tratamiento al paciente se le retira el marco estereotáctico y es dado de alta para que retorne a su casa y realice sus actividades normales.

1.2.1.4 Planificación de tratamiento

Los pasos básicos para una planificación de tratamiento en radiocirugía estereotáctica empiezan con la importación de las imágenes tridimensionales al sistema de planificación a través de una red informática o medios de almacenamiento de datos, seguido del registro de imágenes, contorno de estructuras, definición de la prescripción, cálculo de dosis, evaluación de la calidad del plan y finalmente la aprobación para la entrega del tratamiento. A continuación, una explicación breve de cada paso.

Registro de imágenes es un procedimiento mediante el cual el sistema de planificación de tratamiento identifica y alinea con precisión los marcadores fiduciales visibles en cada corte de la imagen del cráneo con un modelo interno del sistema fiducial y del espacio estereotáctico. El sistema al tener mecanismos para validar la coherencia del alineamiento; reporta las desviaciones calculadas del modelo interno con el objetivo de informar posibles problemas con la imagen o distorsiones. Una vez identificados los marcadores fiduciales a la anatomía del paciente, se le identifica con el sistema de coordenadas definido con el marco estereotáctico.

Contorno de estructuras en esta fase se identifican el o los blancos a tratar y las estructuras críticas del tratamiento. Para ayudar a delinear el blanco, la fusión de imágenes de diferentes modalidades es posible en muchos sistemas de planificación. En esta fase también es importante introducir los datos del contorno externo del paciente que pueden ser obtenidas manualmente con el dispositivo mostrado en la figura 1-14 o delineado automáticamente por el sistema de planificación basándose en los valores de escala de grises de las imágenes.

Definición de la prescripción depende del tipo de tratamiento a realizar, pues las características dosimétricas del mismo varían dependiendo del tipo de lesión a tratar. De acuerdo con esto, se crea la distribución de dosis mediante la definición de uno o más isocentros (comúnmente conocidos como "shots o disparos") en ubicaciones dentro del volumen objetivo. Los isocentros múltiples permiten crear distribuciones de dosis con formas irregulares. Para el caso del modelo GKL4C se tiene la opción de cuatro tamaños de apertura de salida de los cascos colimadores que corresponden a cuatro tamaños de isocentro. El blanco de tratamiento está cercano a estructuras críticas, por lo que el GKL4C tiene la opción de bloquear algunos canales de colimación de manera que se pueda minimizar la contribución de dosis de los haces que interceptan directamente estas estructuras y así protegerlas. El sistema de planificación cuenta con los patrones de distribución de los canales

en la máquina y por lo tanto muestra al usuario cuales son los canales tapados y éstos pueden ser modificados.

Para el *cálculo de dosis* el algoritmo usado está basado en algunos conceptos fundamentales (22):

- El primero, es la ley del inverso al cuadrado que es una consecuencia de la divergencia del flujo de fotones del haz. El número de fotones que pasan por un área unitaria del haz disminuirá en $1/r^2$, donde r es la distancia a la fuente.
- El segundo, es la atenuación exponencial en agua, que expresa el hecho que el flujo de fotones disminuye exponencialmente a lo largo del haz debido a la interacción de los fotones con la materia, implicando que la energía es depositada, es decir, que la dosis disminuye exponencialmente a lo largo del haz.
- El tercero, son los output factors, cuanto más estrecho sea el haz de fotones, menor será la dosis depositada. Esta dependencia con el tamaño de campo y la deposición de dosis es descrita por los output factors, los cuales son adimensionales y están normalizados para los tamaños de colimadores más grandes. Por lo tanto, cada factor de salida es menor o igual a 1.
- El cuarto, son los perfiles de dosis de la máquina.

Finalmente, la distribución de dosis en el paciente se calcula sumando la distribución de dosis de todos los 201 haces (6).

La *evaluación de la calidad del plan* se realiza a través de diferentes métodos, el más común es la visualización de curvas de isodosis superpuestas en las imágenes de la anatomía del paciente; seguido de la observación del histograma de dosis-volumen (DVH, por sus siglas en inglés) y parámetros adicionales para calificar la conformidad de la dosis y cobertura del blanco como el índice de conformidad (definido por Radiation Therapy Oncology Group – RTOG) (6).

Finalmente, para la *entrega del tratamiento*, la consola de la unidad de Gamma Knife recibe un archivo de planificación después de que se acepta y exporta el plan. Antes de que comience el tratamiento, el operador verifica que la información impresa del tratamiento (la cual enumera los principales parámetros del mismo, como la identificación del paciente, la identificación del plan de tratamiento, ubicación de los isocentros, tamaños de colimadores, tiempos de permanencia de isocentros, etc) coincida con la información que muestra la consola y el sistema de planificación antes de comenzar la entrega. Una vez se verifica lo anterior, el operador une el marco estereotáctico a la unidad de tratamiento usando por ejemplo el APS y después de que el paciente está situado cómodamente y todos los chequeos están completos, el operador puede ejecutar la entrega del tratamiento y seguir el progreso del mismo (23), hasta su finalización.

1.3 Dosis periférica en radiocirugía con Gamma Knife Leksell

Como anteriormente se mencionó, la técnica de radiocirugía estereotáctica con GK implica el uso de altas dosis de radiación entregadas a uno o varios volúmenes blanco durante una sola sesión. Los pacientes que requieren este tipo de tratamiento pueden ser adultos, jóvenes, en algunas ocasiones niños y mujeres embarazadas con patologías que no solo son malignas, sino también tumores benignos, trastornos neurológicos funcionales y lesiones vasculares. Esto trae como consecuencia la necesidad de conocer la dosis de radiación depositada fuera del campo de tratamiento o dosis periférica, debido a la asociación que ésta tiene con la inducción de cáncer secundario (2) y la generación de cataratas (24) en pacientes con larga expectativa de vida después del tratamiento (25). Adicionalmente existe el riesgo de teratogénesis en el caso de pacientes embarazadas por la susceptibilidad que tiene el feto a la radiación ionizante, especialmente en estados tempranos de gestación (26). En el caso de pacientes pediátricos es así mismo relevante por su alta sensibilidad a la radiación ionizante y porque la dosis de radiación en tejidos y órganos fuera del campo de tratamiento es mayor, debido a la considerable cercanía de estos al volumen irradiado (27), además de tomar en consideración el hecho de que estos pacientes tienen mayor expectativa de vida.

Incluso los algoritmos de cálculo de dosis más sofisticados, implementados en sistemas de planificación comerciales para tratamientos convencionales de radioterapia externa, presentan una gran incertidumbre en el cálculo de dosis fuera del campo (diferencias hasta del 50%) (3) por lo que se requiere del desarrollo de metodologías alternativas para su estimación.

Se han desarrollado trabajos sobre dosis periférica en radioterapia con aceleradores lineales, entre ellos están (5), (4) y (28), pero solo unos pocos trabajos relacionados con dosis periférica en radiocirugía estereotáctica con GK. Éstos pocos se enfocaron en la medición de dosis dentro y fuera del campo de tratamiento en diferentes tipos de pacientes y/o fantomas. Por ejemplo, la referencia (27) se encaminó a la medición de dosis en niños, la referencia (26) en medición de dosis fetal y ovárica en mujeres embarazadas y las referencias (24), (29), (30), (31) y (25) realizaron mediciones en pacientes adultos y orientaron sus estudios a diferentes objetivos, los cuales a continuación se nombran de manera respectiva:

- Medir y comparar la dosis ocular en tratamientos de radiocirugía con diferentes técnicas: CyberKnife, GK y terapia con protones.
- Medir dosis absorbida extracraneal en ojos, tiroides, esternón y gónadas.
- Medir dosis absorbida en parótida, tiroides, ovarios y testículos.
- Medir dosis de transporte y dosis extracraneal en ojos, tiroides, pecho, abdomen superior, ovarios, rodilla y tobillo.
- Medir dosis absorbida en la periferia de tratamientos con radiocirugía estereotáctica usando diferentes equipos como LINAC, CyberKnife y GK.

De acuerdo a lo anterior, los trabajos existentes están asociados a medidas experimentales realizadas sobre ciertos puntos muy concretos fuera del campo de tratamiento, mas no a la realización de un modelo MC de la toda la unidad GKL4C enfocado a la estimación de dosis periférica, como es el caso de este trabajo.

Por lo tanto, este trabajo pretende desarrollar un modelo Monte Carlo general del GKL4C con el uso de librerías clase EGSnrc C++, donde se estime la dosis periférica para cualquier tratamiento realizado con esta técnica. Adicionalmente, con la ayuda de este modelo se podrán obtener los espectros de energía en cada punto del fantoma antropomórfico, lo cual permitirá en caso de ser necesario, añadir factores de corrección por energía a los valores de dosis absorbida entregados por las mediciones con TLDs en cada punto de interés.

1.4 Simulación Monte Carlo del transporte de radiación en la materia

El transporte de energía de radiación en la materia, implica la interacción tanto de fotones como de electrones en el medio. Los fotones interactúan con la materia circundante a través de cuatro procesos básicos: formación de pares electrón/positrón en el campo electromagnético del núcleo y los electrones atómicos circundantes; dispersión incoherente (dispersión Compton) con los electrones atómicos; absorción fotoeléctrica y por último, dispersión coherente (dispersión Rayleigh) con las moléculas (o átomos) del medio.

En los primeros tres tipos de procesos se transfiere energía desde el campo de radiación del fotón a los electrones, uno de ellos dominará dependiendo de la energía y el medio en el cual el transporte de partículas tome lugar (32). Para el caso de altas energías domina la producción de pares; a energías intermedias, el proceso más importante es la dispersión incoherente y a bajas energías, toman relevancia los procesos fotoeléctricos.

A su vez, los electrones, al atravesar la materia, pierden energía mediante dos procesos básicos: colisiones inelásticas con electrones atómicos y pérdidas radiativas (que ocurren por radiación de frenado o "*Bremsstrahlung*" y aniquilación de pares) (33).

Los métodos Monte Carlo (MC) han sido utilizados en diferentes áreas, incluida la física médica. Por lo tanto, es difícil proporcionar una definición general, pues existen diferentes enfoques en cada caso.

En la simulación MC del transporte de radiación, la historia o trayectoria de la partícula es vista como una consecuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía y en ocasiones produce partículas secundarias. Todo ello de acuerdo a las leyes de la física y las

probabilidades involucradas, dependiendo del medio, la energía de la partícula y condiciones específicas en cuestión, como la geometría de la fuente (34).

El método Monte Carlo (MC) es una forma genérica de nombrar los procedimientos matemáticos o métodos numéricos, cuya característica común es la utilización de números generados aleatoriamente y el muestreo de distribuciones de probabilidad para todas las partículas y materiales involucrados (35). Estas distribuciones son muestreadas aleatoriamente y eso requiere del uso de un generador de números aleatorios (“RNG” por sus siglas en inglés).

Las simulaciones con el método MC de los procesos de transporte de partículas se rigen por las leyes físicas. Las partículas “nacen” de acuerdo a las distribuciones y parámetros con los que se describe la fuente; estas viajan ciertas distancias, las cuales son determinadas por la distribución de probabilidad que depende de la interacción total de la sección eficaz, el lugar de la colisión, la distancia a la siguiente colisión, el tipo de proceso de colisión, la trayectoria y la energía de la partícula después de la colisión y la producción de partículas secundarias (32). Este procedimiento continúa hasta que todas las partículas son absorbidas o abandonan la geometría en consideración.

Las simulaciones MC en física médica son comúnmente empleadas para rastrear partículas (“*tracking*”) en un medio que puede estar estructurado en regiones de interés (“*Region Of Interest*” – ROI) y también para determinar la cantidad de energía depositada por cada partícula en un ROI específico (“*scoring*”) por medio de datos fundamentales de la interacción (secciones eficaces), distribuciones de probabilidad que describen los procesos físicos y descripciones geométricas detalladas (33). Algunos ejemplos de casos específicos donde se utilizan simulaciones MC que implican la realización de “*tracking*” y “*scoring*” es en simulaciones de equipos para tratamientos de radioterapia, como LINACs, ó en equipos tan complejos como el GK (35), donde se requiere realizar la dosimetría y conocer los resultados de diferentes parámetros de la máquina.

1.4.1 Plataforma Monte Carlo EGSnrc

Toda simulación MC de un problema de transporte de partículas requiere de los siguientes componentes (36):

1. Una fuente de partículas.
2. Una geometría en la cual las partículas se transportan.
3. Secciones eficaces de interacción y métodos de transporte de las partículas que están siendo simuladas.
4. Medios donde se quieren acumular los resultados (“*scoring*”) de las cantidades de interés.

Algunos códigos de propósito general se encargan de los cuatro aspectos. Esto significa que el usuario solo necesita aprender la sintaxis de los archivos de entrada y de datos que controlan el flujo del programa y no es necesario añadir programación adicional. Esto es positivo cuando se tienen simulaciones que están ceñidas a los métodos usados dentro de este código. Sin embargo, si algún aspecto de la simulación no puede realizarse con los métodos proporcionados por el código, se vuelve muy difícil añadir modificaciones debido al tamaño y complejidad del código (36).

Como anteriormente se mencionó, hay códigos que se encargan de los 4 aspectos que toda simulación MC para el transporte de partículas debe tener. En el caso de la serie de paquetes de simulación de EGS (fotones/electrones) solo se proporciona el elemento 3, es decir, las secciones eficaces de interacción y métodos de transporte de las partículas que están siendo simuladas. Por lo tanto, el usuario debe programar la fuente de partículas, la geometría y el “scoring”. Esto puede tener ventajas pues se pueden reunir códigos de usuario EGS para la simulación de una variedad de problemas, pero suele tener desventajas cuando se tienen geometrías y/o fuentes de partículas muy complejas pues la creación del código de usuario se convierte en tediosa y larga. Este problema se puede remediar en parte con el paquete EGSnrc que proporciona una serie de códigos de usuario para una variedad de tareas (36).

EGSnrc es un código o conjunto de subrutinas con una interface de usuario flexible, esto permite al usuario interactuar mejor con la plataforma Monte Carlo sin estar totalmente familiarizado con los detalles internos del código, además de disminuir la probabilidad que el usuario introduzca errores en el código (37).

1.4.2 Uso de las librerías de clases EGSnrc C++ egsp

En abril del 2005 se añadió al sistema de código EGSnrc: egsp un paquete de geometría de mayor versatilidad que comprende una biblioteca de geometría en C++, para definir la geometría de entornos complejos de simulación y fuentes de partículas (38).

Las librerías de clases EGSnrc C++ egsp proporcionan mayor facilidad para construir códigos con geometrías, conjunto de fuentes y scoring más complejas, pues permiten añadir y adaptar el código a las necesidades del usuario (39). Esto se puede lograr ya que las librerías cuentan con las siguientes utilidades:

- Un paquete de geometría de uso general que se pueden utilizar para modelar una amplia gama de estructuras geométricas.
- Un conjunto de fuentes de partículas que se pueden utilizar para simular todas las fuentes disponibles en los códigos de usuarios y DOSXYZnrc.
- Un conjunto de clases básico de “scoring”
- Ejemplos de códigos básicos y avanzados de manera que el usuario se pueda guiar con ellos y poder crear un nuevo código de usuario de C++ para EGSnrc.

La geometría, la fuente y scoring se deben de definir en un archivo de entrada (ó archivo “*input*”), por lo que la sintaxis del archivo *input* es una parte importante del proceso de la simulación. La facilidad de visualizar con *egs_view* la geometría que se está creando permite al usuario evitar errores en la geometría de la máquina o del objeto que se está simulando.

EGSnrc C++ tiene cuatro códigos de usuario: *cavity*, *egs_chamber*, *egs_fac* y *egs_cbct*. En este trabajo se utilizó *cavity*, que es una aplicación avanzada de EGSnrc C++ que calcula la dosis en la cavidad de una cámara de ionización y/o factor de corrección *A_{pn}* (39). Adicionalmente, esta aplicación se ha extendido para permitir el cálculo de los factores de corrección FAC (Free Air Chamber) y de HVL (Half Value Layers).

Este código implementa la mayor parte de la funcionalidad de la aplicación original, a excepción de algunas características de esta última que no son proporcionadas en *cavity*, como cálculo de razones de poderes de frenado; cálculo del factor de corrección *A_{pn}* (produce una gran cantidad de complicaciones con la lógica del código de usuario *cavity*) y técnicas de reducción de varianza (que no son particularmente útiles para cálculos de dosis en cavidades) (39).

La ventaja que tiene *cavity* en comparación con *CAVRZnrc* es que no está restringida en geometrías cilíndricas, por lo que prácticamente cualquier cámara de ionización puede ser modelada con el uso del paquete de geometría elemental y compuesta.

1.5 Dosimetría termoluminiscente

Los dosímetros termoluminiscentes (TLDs, por sus siglas en inglés) son cristales que tienen la propiedad de termoluminiscencia, este fenómeno ocurre en semiconductores o aislantes y es observado cuando el sólido es térmicamente estimulado (40). Una vez finalizada la exposición a radiaciones ionizantes, estos materiales absorben energía para la formación de un par electrón-hueco, la almacenan y posteriormente al ser estimulados térmicamente emiten esa energía almacenada en forma de luz.

El fenómeno de la termoluminiscencia se puede explicar a través de la teoría de bandas de energía en sólidos (40). En un modelo simple de termoluminiscencia se asumen dos niveles de energía (ver figura 1-15):

- Uno situado bajo la parte inferior de la banda de conducción, llamado T, situado arriba del nivel de equilibrio de Fermi (E_f). Dicho nivel se encuentra vacío en el estado de equilibrio, por ejemplo, antes de la exposición a radiación, transformándose en una trampa potencial para atrapar los electrones generados.
- El otro nivel está situado sobre la parte superior de la banda de valencia (R), que es una trampa potencial de hueco y puede funcionar como un centro de recombinación.

Dichas trampas corresponden a distintas formas de defectos en el cristal como vacancias o impurezas.

Cuando los TLDs son irradiados con radiación electromagnética, se produce efecto fotoeléctrico por interacción con electrones en la banda de valencia del cristal (41) los cuales adquieren la energía suficiente $h\nu > E_g$ y son promovidos a la banda de conducción generando una vacancia que se denomina hueco. Tanto electrones como huecos viajan libremente por las bandas donde están (figura 1-15(a)) y finalmente quedan atrapados en trampas de la banda prohibida (figura 1-15(b)) (estados de energía metaestable).

Al calentar el cristal, los electrones atrapados en los estados de energía metaestable reciben la energía térmica suficiente para escapar de la trampa hacia la banda de conducción de nuevo (figura 1-15(c)), donde son libres de viajar y pueden recombinarse radiativamente en centros de luminiscencia activados por huecos (42). Lo último significa que en un modelo simple, el centro de recombinación se puede ver como un centro luminiscente donde la recombinación del electrón y el hueco deja el centro en un estado muy alto de excitación, de manera que para retornar a un estado fundamental hay emisión de luz. Este fenómeno se denomina termoluminiscencia (figura 1-15(d)).

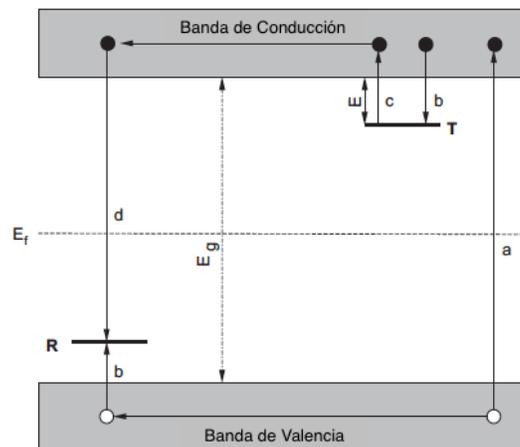


Figura 1-15. Esquema del modelo de banda de energía mostrando la transición electrónica en un material TL de acuerdo al modelo simple de dos niveles: **(a)** Generación de electrones y huecos; **(b)** Atrapamientos de electrones T y huecos R; **(c)** Electrón promovido a la banda de conducción por estimulación térmica; **(d)** Recombinación. Círculos negros son electrones, círculos blancos son huecos. Nivel T es una trampa de electrones; nivel R es un centro de recombinación; E_f es el nivel Fermi; E_g es la energía de la banda prohibida. Figura tomada de (40) y modificada.

El número de pares electrón-hueco generados en el cristal en los distintos niveles de energía es proporcional a la dosis depositada (hasta un cierto nivel). Lo anterior, justifica el uso de cristales luminiscentes como dosímetros.

Los TLDs son comúnmente usados en aplicaciones médicas pues una de las características más útiles es la similaridad que tienen con tejidos biológicos, pues su número atómico efectivo, por ejemplo para el TLD-100 es $Z_{\text{eff}}=8.2$, muy cercano al $Z_{\text{eff}}=7.2$ de tejidos.

En la práctica, el TLD es calentado a una cierta tasa de temperatura hasta alcanzar el máximo (que depende del tipo de cristal). La luz emitida por el cristal a medida que va subiendo la temperatura es captada por un fotomultiplicador que la convierte en carga. La curva de intensidad termoluminiscente versus temperatura es lo que se conoce como curva de brillo (ver figura 1-16). Esta curva de brillo presenta una forma característica con distintos peaks cuyo máximo se alcanza a una determinada temperatura. La integral bajo la curva de un determinado peak (o conjunto de éstos) es la magnitud que posteriormente se relaciona con la dosis depositada en el cristal. El proceso anterior se realiza en una lectora termoluminiscente (en la figura 1-17 se observa la lectora empleada en este trabajo).

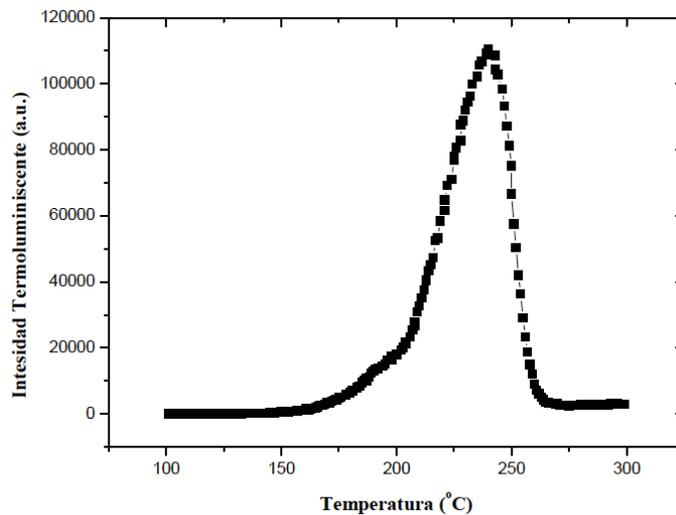


Figura 1-16. Curva de brillo generada tras la lectura de un TLD-100 irradiado.

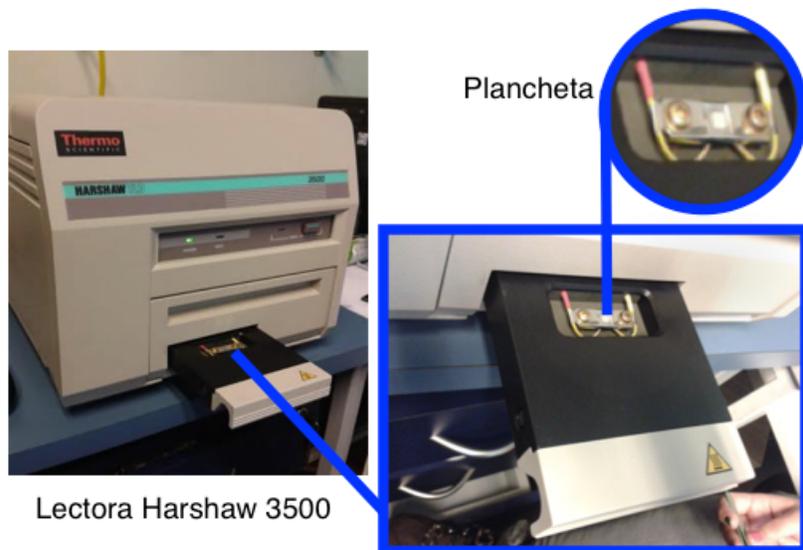


Figura 1-17. Lectora Harshaw 3500. Se observa el dispositivo metálico (plancheta) sobre el que se coloca el TLD y que permite el calentamiento de este último.

Es de destacar que el proceso de lectura es destructivo (i.e., la información almacenada desaparece tras la lectura del cristal). Sin embargo, siempre es necesario realizar un borrado adicional (“annealing”) que es un tratamiento a alta temperatura (~ 300 °C) por un tiempo más largo (horas) (43) con el objetivo de borrar cualquier trampa activa remanente así como “resetear” la estructura del cristal antes de exponerlo de nuevo a la radiación. Adicionalmente, tras la irradiación, puede realizarse otro borrado a menor temperatura que permite eliminar trampas de menor energía (menos estables y con frecuencia relacionadas con exposición a la luz y la temperatura). Los protocolos de borrado (temperatura y tiempos de calentado y enfriado) difieren entre cristales y formas de trabajo usuales de cada laboratorio de dosimetría.

Existen diferentes tipos de dosímetros termoluminiscentes y la elección depende del ámbito de aplicación (dosimetría ambiental, personal, radioterapia, etc) así como la naturaleza de la radiación (γ , n , etc.) a detectar. En nuestro caso se escogieron tres tipos distintos de cristales TLDs (todos ellos de LiF pero con distintas impurezas o concentraciones de éstas):

1. LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H), que dentro de la investigación proporciona medidas de alta sensibilidad lo cual lo hace ideal para medidas de bajos niveles de dosis.
2. LiF:Mg,Ti (TLD-700), que dentro de la investigación proporciona medidas que en comparación con los TLD-100H serían de mediana sensibilidad.
3. LiF:Mg,Ti (TLD-100), que dentro de la investigación proporciona medidas que en comparación con los TLD-100H serían de más baja sensibilidad. En general, son los más usados y estudiados.

La dependencia de las lecturas de los cristales termoluminiscentes con la energía de la radiación ha sido descrita previamente en (44). Con esa información es posible contar con una sola calidad de haz a la que se calibran los TLDs y corregir por el factor de corrección correspondiente a la energía usada en cada medida particular.

Es importante también conocer que el procedimiento de fabricación de los TLDs produce conjuntos de cristales con diferente sensibilidad (43). Es necesario así determinar dichas diferencias exponiendo el conjunto de cristales a la misma dosis y calidad de haz. De estas diferencias se estiman los Factores de Sensibilidad Individual (FSI) de cada cristal, normalizados al grupo de cristales con los cuales se obtuvo el factor de calibración.

Los cristales termoluminiscentes presentan una alta sensibilidad, lo que permite fabricarlos en pequeñas dimensiones (del orden de unos pocos milímetros) lo que los hace especialmente útiles para poder asociar la dosis absorbida en ellos con la dosis en el punto donde han sido colocados (especialmente en zonas de poco gradiente).

1.5.1 Dosimetría con LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H)

Entre las características interesantes para dosimetría de los cristales de LiF:Mg,Cu,P destacan:

- Una alta relación señal-ruido: esto implica que estos cristales tienen una sensibilidad relativamente alta y una baja señal “background” lo cual los hace especialmente útiles en dosimetría donde la exposición es baja (como el caso de puntos muy alejados de la zona de tratamiento). Lo anterior se debe a una mayor concentración de los dopantes Mg, Cu y P en comparación con la concentración de dopantes en los TLD-100 y TLD-700 (45).
- Respuesta de dosis lineal desde 1 μ Gy hasta 10 Gy donde comienza a comportarse de forma sublineal (46).

La curva de brillo de estos TLDs consiste en varios picos (“peaks”) superpuestos. El peak dosimétrico (peak 4) aparece aproximadamente a 220 °C. El resto de la curva de brillo está compuesta de peaks de baja temperatura en el rango de 70 °C a 160 °C (peaks 1, 2 y 3) y un peak de alta temperatura de aproximadamente 300°C (peak 5). Hay evidencia que dicha curva podría ser aún más complicada con los peaks 4 y 5, posiblemente compuestos por peaks superpuestos. El mecanismo de termoluminiscencia en materiales como LiF:Mg,Cu,P actualmente no se entiende bien y la razón del éxito en la elección específica de impurezas de Mg, Cu, P no está clara (47).

Existen distintos fabricantes de dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg,Cu,P como (47):

- GR-200 (Beijing Radiation Detectors Works, República Popular de China)
- MCP-N (Instituto de Física Nuclear Henry Niewodniczanski, Polonia) y
- TLD-100H, TLD-600H y TLD-700H (Harshaw, USA).

Para este trabajo se utilizaron los TLDs-100H, los cuales presentan una sensibilidad 20 veces más alta comparada con los TLD-100 (47). Sin embargo, es importante tener en cuenta que las medidas de sensibilidad dependen no solo de las propiedades termoluminiscentes del material en sí mismo, sino también de la respuesta espectral del sistema de detección de luz (46).

1.5.2 Dosimetría con LiF:Mg,Ti (TLD-700) y (TLD-100)

Entre las características interesantes para dosimetría de los cristales LiF:Mg,Ti destaca su similar número atómico efectivo ($Z_{\text{eff}}=8.2$) con el tejido biológico ($Z_{\text{eff}}=7.2$). Los TLD-700 están enriquecidos con ^7Li (99.93% ^7Li y 0.07% ^6Li) y los TLD-100 contienen Li en su abundancia isotópica natural, es decir 7.5% ^6Li y 92.5% ^7Li . La curva de brillo de los dosímetros termoluminiscentes de Li:Mg,Ti puede ser descompuesta en diferentes peaks (hasta el 13). El principal peak dosimétrico, peak 5, aparece aproximadamente a 200 °C seguido de una serie de peaks numerados del 6-13 los cuales aparecen a muy altas temperaturas sobre los 450 °C. El peak 5 tiene un hombro de baja temperatura conocido como peak 4, y varios peaks de baja temperatura en los rangos de temperatura entre 50 y 150°C numerados del 1 al 3 (47).

Para el caso de una tasa de calentamiento de $10^\circ\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$ generalmente los principales peaks dosimétricos (probablemente consisten de peaks 3-6) aparecen sobre los 240°C para TLD-100 y 230°C para TLD-700 (45).

2 Materiales y métodos

Este capítulo muestra la metodología empleada tanto en el desarrollo del modelo Monte Carlo para la unidad GKL4C, como para las simulaciones realizadas con el fantoma esférico para la obtención de los perfiles de dosis y las hechas con el fantoma antropomórfico Norma (espectros de energía y dosis absorbida en cada punto de interés). A continuación se describen los materiales y métodos asociados a la determinación de la dosis absorbida mediante dosimetría termoluminiscente, en cada uno de los puntos de interés definidos en Norma. Finalmente se describe el método utilizado para la calibración en dosis de la simulación MC.

2.1 Modelo Monte Carlo

Para generar el modelo MC del equipo, se usaron las librerías de clases EGSnrc C++ `egspp`. La definición de los archivos de entrada como geometría, fuentes de partículas y scoring fue responsabilidad directa del usuario. Por lo tanto, esta sección se centra en mostrar paso a paso la definición de la geometría implementada en la unidad GKL4C y los fantomas; la definición de las 201 fuentes y las opciones de scoring escogidas. Además de presentar en conjunto las librerías clase que fueron utilizadas en cada paso y conceptos tomados en consideración.

En la realización del modelo se utilizaron los códigos de usuario `egs_chamber` y `cavity` que son aplicaciones avanzadas de EGSnrc C++, en las cuales la geometría, fuentes de partículas y scoring se especifican en un archivo `input`. Estos códigos de usuario permiten el modelamiento de prácticamente cualquier cámara de ionización, gracias al extenso paquete de geometrías. La diferencia de `egs_chamber` con otros códigos de usuario es que al ser derivado de `cavity` tiene algunas características que mejoran la eficiencia del cálculo de la dosis en simulaciones de cámaras de ionización dentro de un fantoma; entre ellas está la mejora de la sección transversal de fotones (ó `photon cross section enhancement – XCSE` por sus siglas en inglés) que es una técnica de reducción de varianza que consiste en definir una región alrededor del volumen de scoring de tal forma que si llega un fotón a la vecindad de esa región aumente la probabilidad de interacción generando más electrones a lo largo de la trayectoria de los fotones.

Dado lo extenso y complejo del código, se decidió separarlo en tres archivos de entrada (*inputs*). Cada uno se dedica a una tarea principal: geometría (`.geom`), fuente de partículas (`.sourc`) y scoring (`.esginp`).

2.1.1 Definición de la geometría

La geometría básica para la generación de la máquina en el modelo MC, se obtuvo de los artículos (18), (12), (19). Con base en esta información se realizaron los archivos de entrada para la definición de la geometría, los cuales usan las librerías de clases EGSnrc C++ esgpp que pertenecen a los módulos de geometría elemental y compuesta.

El enfoque para la creación del modelo geométrico de la unidad GKL4C fue ir desde lo más simple a lo más complejo; es por ello que primero se generó un canal de colimación del haz, después se generaron los otros 200 restantes a los cuales se les rota y traslada para que estén en la ubicación correcta; posteriormente, los 201 canales se ubican en el interior de una hemiesfera de hierro, se añade el blindaje y finalmente se crean los fantasmas que serán utilizados en las diferentes simulaciones.

2.1.1.1 *Canal de colimación del haz*

Está conformado por un colimador removible, un colimador fijo y el cuerpo de la fuente, como se puede observar en la figura 1-9 de la sección 1.2.1.2.

Se decidió omitir por practicidad la capa exterior hecha en hierro y forma de cono que envuelve el canal cilíndrico (ver figura 1-9), para evitar errores geométricos en el modelo, pues finalmente los 201 canales estarán inmersos dentro de una hemiesfera de hierro.

Para realizar el canal de colimación del haz se usó la librería clase *egs_cones* tipo *EGS_ConeStack* (36) que hace parte de la geometría elemental; ésta clase permite definir con mucha facilidad pequeños detalles de la geometría que no serían factibles de realizar con otra opción (por ejemplo: *egs_cylinders*), pues con ésta se puede fijar con claridad y exactitud el espesor de cada sección, ajustar el radio en cualquier extremo del cilindro y hasta posibilitar la realización de conos en secciones del canal de colimación donde se necesitó. También se pueden añadir listados de materiales para cada región y unir secciones con otras sin necesidad de utilizar otras librerías como *egs_gunion*.

2.1.1.2 *Rotación y traslación de los canales de colimación*

Terminada la geometría de un canal, se replicaron los 200 restantes y se realizaron las rotaciones y traslaciones requeridas para que cada uno de los 201 canales de colimación del haz estén en la ubicación correcta dentro de la hemiesfera. Para la rotación, se tuvo en cuenta que los canales están distribuidos formando cinco anillos. Cada canal dentro del anillo está separado de su vecino por un ángulo α , al igual que cada anillo está separado del otro por un ángulo azimutal φ (ver figura 1-12).

Cada anillo tiene un número de canales de colimación característico. Por ejemplo, el anillo E tiene 35 colimadores más un espacio que por fabricación viene sin colimador, lo mismo ocurre con los 4 anillos restantes. Al final, si se suma la cantidad de canales colimadores (sin tener en cuenta los espacios que por fabricación vienen sin colimador) el resultado es 201 colimadores que coinciden con la cantidad de fuentes de Co-60. En la tabla 2-1 se puede observar toda la información relevante para cada anillo.

Tabla 2-1. *Ángulos usados para la ubicación de los canales en cada anillo. Los valores fueron tomados de (48) y (10).*

Anillos	No. Canales Colimadores	Ángulo azimutal φ	Ángulo de separación entre canales α
E	35(1)	36.0°	10.0°
D	39(1)	28.5°	9.0°
C	39(1)	21.0°	9.0°
B	44(1)	13.5°	8.0°
A	44(4)	6.0°	7.5°

Para realizar la traslación de cada canal de colimación en los ejes x y z se aplicaron las siguientes ecuaciones:

$$x = -16.5 \cdot \sin \varphi \quad E\ 2-1$$

$$z = -16.5 \cdot \cos \varphi \quad E\ 2-2$$

La simulación se inició con un solo canal ubicado en el origen, después se le aplicó una rotación para que esté en el ángulo del anillo que le corresponde y una traslación (ver ecuaciones [E 2-1] y [E 2-2]). Una vez está en esa ubicación, éste será el primero de los canales del anillo y a partir de él se replican uno a uno los canales, teniendo en cuenta aplicar a cada uno de ellos una rotación adicional (ángulo α) para separarlos entre sí. Estos pasos se repiten para cada anillo de colimación.

La librería clase usada en la rotación y traslación de cada canal fue *egs_gtransformed* (36). Dentro de esta librería se debe especificar la geometría a la que se quiere aplicar la transformación. Al final, es necesario utilizar la librería clase *egs_gunion* (36) para que cada canal se una con sus respectivos canales vecinos y pueda formar el anillo que le corresponde. Al completar este proceso todos los anillos toman la misma configuración de la figura 1-12 y estarán inmersos dentro de una hemiesfera de hierro (se logra usando la librería clase

egs_genvelope). Las librerías clase *egs_gtransformed* y *egs_gunion* hacen parte de la geometría compuesta de los módulos de *egs++*.

Una vez terminada la rotación y traslación de las 201 fuentes, es necesario que las mismas estén inmersas dentro del cabezal de hierro.

Para hacer la geometría de la hemiesfera de hierro en la simulación, fue necesario utilizar las siguientes librerías:

- *egs_planes* tipo *EGS_Planes* (36), donde se debe de especificar a qué eje se desea poner perpendicularmente estos planos (en este caso *z*) y dada la elección de eje que hicimos ubicamos dos planos en $z=0$ y $z=88$, esto con el objetivo de cumplir con las especificaciones y dimensiones que requiere la construcción de la máquina.
- *egs_spheres* (36), donde se debe de especificar la coordenada del origen de la esfera (0,0,0) y el radio de la misma; en este caso, se crearon 2 esferas concéntricas de radios 16.6 cm y 82.7 cm. La primera esfera es de aire y la segunda es de acero, esto con el objetivo de recrear exactamente las especificaciones de la máquina.
- *egs_ndgeometry* (36) que hace parte de la geometría compuesta de los módulos de *egs++*, que permite truncar una geometría con otra - para este caso la esfera con el plano -. En ella se inscriben las geometrías que se quieren truncar y los materiales en los que se quiere hacer la hemiesfera.

Las librerías *egs_planes* y *egs_spheres* hacen parte de la geometría elemental de los módulos de *egs++*.

Para que los 201 canales de colimación del haz estuvieran inmersos dentro de la hemiesfera, es necesario añadir a la línea de código la librería clase:

- *egs_genvelope* (36) donde se debe de definir la geometría base (o sea la hemiesfera) y las geometrías que deseamos inscribir dentro de la geometría base (o sea los anillos E, D, C, B, A).

2.1.1.3 Blindaje

Se crearon las paredes laterales que hacen parte del blindaje de la máquina, que son las mismas observadas en la figura 1-9 (d). Para ello es necesario el uso de las librerías clase:

- *egs_ndgeometry* tipo *EGS_XYZGeometry* (36), en donde se define para cada eje la cantidad de planos que se requieren para formar la pared.
- *egs_union*, mencionada anteriormente para la unión de varias geometrías, en este caso las cuatro paredes que rodean la salida del cabezal.

La unidad de GK conformada en la simulación por la hemiesfera (que contiene los 201 canales de colimación del haz) y las paredes (que proporcionan blindaje en la salida del

cabezal) es necesario que estén inmersas dentro de una caja de aire, esto con el objetivo de recrear dentro de la simulación el aire que estaría alrededor de la máquina. Para ello, se añade al código la librería `egs_box` (36) en donde se especifica el tamaño de la caja y el material que la compone, aire; además, se usa la librería ya conocida como `egs_genvelope` que permite inscribir dentro de la caja de aire las geometrías anteriormente citadas.

2.1.1.4 *Fantomas*

Finalmente, los últimos componentes geométricos para añadir al modelo MC son los dos fantomas (o maniquís). Estos deben estar en la posición de tratamiento y, por lo tanto, inmersos en la caja de aire con la unidad GK.

- **Fantoma esférico (Elekta ABS):** Es un fantoma esférico de radio 8 cm y material poliestireno (figura 2-1). En la simulación se omiten algunos detalles internos. El objetivo de la realización de este fantoma en la simulación es obtener los perfiles de dosis en los ejes x y z para la validación de la simulación.



Figura 2-1. Fantoma esférico. Imagen izquierda tomada de (49) y derecha tomada de (13).

- **Fantoma Norma:** Es un maniquí antropomórfico de varias piezas que conforman el cuerpo completo de un adulto de sexo femenino promedio (ver figura 2-2). Dicho maniquí fue diseñado y construido en la Universidad de Sevilla, España. Todas las piezas están constituidas por polietileno a excepción del material de los pulmones que están hechos de madera de baja densidad. Norma tiene distribuido a lo largo del cuerpo 16 puntos de medición que pueden incluir diferentes profundidades y que representan un órgano o punto de interés en el estudio.

El objetivo de la realización de este fantoma en la simulación es:

- Obtener el espectro de energía en cada uno de los 16 puntos definidos. Esta información se requiere para poder cuantificar el factor de corrección por dependencia de la respuesta del TLD con la energía (calibrados en un espectro distinto).
- Estimar la dosis absorbida en los 16 puntos de interés del fantoma. Estos valores podrán ser luego comparados con los resultados de la dosimetría con TLDs.

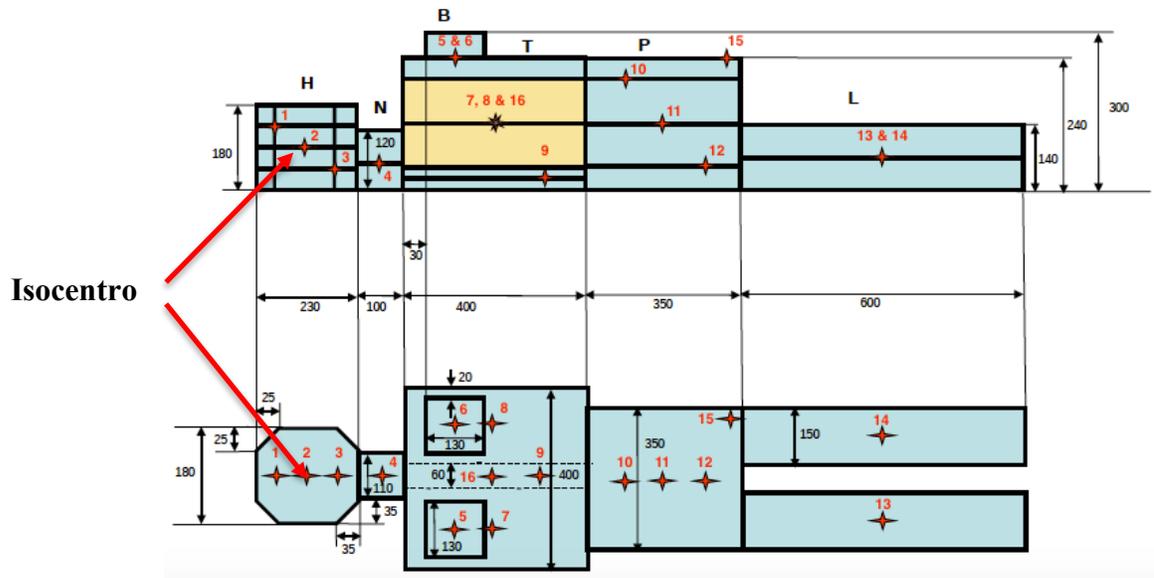


Figura 2-2. Geometría del fantoma Norma. Las figuras de color rojo en forma de cruz, ubicadas dentro del fantoma representan los 16 puntos de medición, en los que se tiene particular interés. Las secciones del fantoma en color azul representan el material polietileno y las amarillas representan madera de baja densidad. Las dimensiones del fantoma están dadas en milímetros. Figura proporcionada por la Dra. Beatriz Sánchez Nieto.

2.1.2 Definición de las fuentes

Para la definición de las fuentes en la simulación, se tuvo en cuenta los siguientes aspectos:

1. Asignar al espacio geométrico del radionúclido una fuente de partículas, que es un objeto capaz de emitir partículas de carga q , energía E , posición \vec{x} , dirección \vec{u} y peso estadístico ω , distribuidas de acuerdo con una cierta probabilidad de distribución dado un generador de números aleatorios (36).

Para lo anterior se debe tener presente el tipo de radionúclido y sus características. En este caso, el GKL4C utiliza 201 fuentes de Co-60 que decaen por emisión de una partícula β^- (electrón) hacia un estado excitado de Ni-60, que a su vez decae a su estado fundamental emitiendo dos fotones con la misma probabilidad, con energías 1.17 y 1.33 MeV. Los electrones emitidos son absorbidos por el blindaje que rodea la

cápsula, por lo que en la simulación solo dos energías de fotones fueron asumidas para ser emitidos con una dirección isotrópica (50) desde su posición inicial. Es necesario incrementar la eficiencia de la simulación cuando se asume que la fuente emite de manera isotrópica, esto es debido a que una mayor proporción de fotones emitidos por la fuente serán absorbidos por los materiales del que está hecho el canal de colimación y solo una poca proporción de los mismos lograrán pasar a través del pequeño diámetro de salida del canal de colimación, por lo que el tiempo de cálculo para lograr resultados óptimos es bastante grande. Por lo tanto, la manera de tener un tiempo razonable de cálculo, es aplicando un ángulo a la dirección inicial del rayo gamma la cual se limita a 10 grados hacia el isocentro; ésta elección no afecta en los resultados finales (12).

En la simulación la fuente de Co-60 está distribuida uniformemente dentro del volumen asignado geoméricamente para la misma (ver figura 1-9 (c)) que es el cilindro con longitud de 2 cm, diámetro de 0.1 cm.

2. Teniendo en cuenta el punto 1, se procede a realizar las transformaciones requeridas para ubicar una a una las 201 fuentes de emisión de partículas en su respectivo volumen geométrico. Se inició con una sola fuente de partículas ubicada en el origen, después se le aplicó una rotación para que esté en el ángulo del anillo que le corresponde y una traslación (tomando de las ecuaciones E 2-3 y E 2-4):

$$x = -39.68 \cdot \sin \varphi \quad E\ 2-3$$

$$z = -39.68 \cdot \cos \varphi \quad E\ 2-4$$

3. Una vez la fuente de partículas se encuentre en esa ubicación, ésta será la primera y a partir de ella se replican todas las fuentes de partículas que pertenezcan al anillo aplicando la rotación con el ángulo que las separa entre sí. Este proceso es repetido para cada anillo de colimación.

Las librerías usadas en la simulación de las 201 fuentes de partículas fueron las siguientes:

- ***egs_isotropic_source*** es una fuente isotrópica que emite partículas con direcciones uniformemente distribuidas en 4π emitidas por cualquier forma (36), en la cual se tiene que definir:

Forma y dimensiones de la fuente: cilindro de radio 0.05 cm y longitud 2 cm.

Tipo de espectro: *tabulated spectrum*, que puede ser usado para simular cualquier tipo de distribución de energía (36). Dentro de las múltiples opciones que tiene, permite al usuario elegir un archivo .spectrum del radionúclido de interés. Para este caso se eligió el archivo predeterminado bareco60.spectrum que representa el espectro de Co-60 con dos líneas de rayos gamma de igual intensidad.

Carga: para el caso nuestro la carga q de los fotones es cero.

Ángulo de la dirección inicial del rayo gamma: min theta: 160° y max tetha: 180°.

- ***egs_transformed_source*** (36), se usó para realizar la rotación y traslación.
- ***esg_source_collection*** el cual reúne todas las fuentes de partículas s_1, s_2, \dots, s_{201} con peso w_1, w_2, \dots, w_{201} y emite partículas de s_j con probabilidad w_j (36). En este caso $w=1$, pues todas las fuentes de partículas tienen la misma probabilidad de emisión.

2.1.3 Opciones de scoring

Las opciones de scoring son añadidas al modelo MC y se escogen según el tipo de resultado que se quiere obtener en cada simulación.

En este trabajo se quiere obtener:

- Espectros de energía de Co-60 en cada punto del fantoma Norma.
- Dosis:
 - Dosis en los 16 puntos de interés del fantoma Norma.
 - Perfiles de dosis usando el fantoma esférico.

Las opciones de scoring del código de usuario de la aplicación avanzada cavity (de EGSnrc C++) para generar espectros de energía no fueron fáciles de hallar, debido a que la estimación del espectro de fluencia de fotones es permitida siempre y cuando se utilice en conjunto con una opción de scoring como HVL. Por lo tanto, se añadieron líneas de código donde se tienen en cuenta los parámetros como: $E_{\min}=0.0$ MeV, $E_{\max}=1.5$ MeV, número de bins=150 y escala (linear). En consecuencia, al finalizar la simulación, los resultados obtenidos son dos: el cálculo de HVL y los datos arrojados para la fluencia de fotones a diferentes energías en MeV (que es, el que realmente interesa).

Para el caso de la obtención de dosis con el código de usuario cavity usado en las simulaciones de perfiles de dosis, las opciones de scoring ofrecen un tipo de cálculo llamado dosis, donde se tiene que definir previamente dentro de la geometría del fantoma, una cavidad ubicada justo en la zona donde se quiere obtener la dosis. En las líneas de código se debe adicionar el nombre de la cavidad, la masa en gramos de la misma e índice de la región donde está (que se obtiene con la visualización de la geometría a través del `egs_view`). Este proceso se repite para cada punto donde se quiere obtener la dosis.

Para la obtención de dosis con el código de usuario `egs_chamber` usado en las simulaciones con el fantoma Norma, se aumentó la eficiencia del cálculo de dosis a partir de la mejora de la sección transversal de fotones (XCSE). Para ello se definieron dos geometrías esféricas concéntricas como regiones de scoring dentro del fantoma Norma en el punto de interés: la

más interna es la cavidad donde se deposita la dosis y la más externa es la región que envuelve a la cavidad y que permite que si un fotón está dentro de esta vecindad aumente la probabilidad de interacción generando más electrones a lo largo de la trayectoria de los fotones.

2.1.4 Técnicas de reducción de varianza

Para aumentar la precisión en la estimación de la dosis es necesario incrementar el número de partículas o historias en la simulación, esto implica a su vez que el tiempo de cómputo sea mayor y se requiera optimizarlo para que sea razonable. Para ello se utilizan diferentes técnicas de reducción de varianza.

El código de usuario cavity implementa dos Técnicas de Reducción de Varianza TRV: Separación de Fotones (“*Photon Splitting*”) y Ruleta Rusa (“*Russian Roulette*”). Además se adiciona rechazo del alcance o “*range rejection*” que es una técnica de mejora en la eficiencia de aproximación (36). Los tres términos anteriores tienen en común la tarea de terminar las historias de partículas que no van a ser relevantes en el cálculo, ya sea porque se alejan de la zona de interés o porque no pueden alcanzar la siguiente. A su vez manejan los pesos estadísticos de cada partícula para reforzar el peso de las supervivientes o bien generan más partículas en la dirección de interés para aumentar la eficiencia del algoritmo (51).

En las simulaciones realizadas en este trabajo se usaron photon splitting y range rejection, las cuales tienen las siguientes características.

- Separación de fotones o “*photon Splitting*”: esta opción permite favorecer el flujo de radiación a la región de interés y disminuir la radiación que abandona la región. Para ello transforma una partícula con peso w_0 y cierto estado en un número s de partículas idénticas con peso $w_p = w_0/s$ en el mismo estado inicial (33).
- Rechazo del alcance o “*range rejection*”: esta opción permite disminuir el tiempo de simulación para partículas cargadas, pues es posible descartar electrones que tienen un rango residual menor, lo que implica que no puedan escapar de una región concreta o no puedan alcanzar la frontera más cercana de la región de interés, por lo que esta partícula es forzada a depositar toda su energía en su posición actual.

Otra de las técnicas usadas fue “Energy cut-off”, donde el transporte de la partícula es interrumpido si su energía alcanza un valor de corte, el cual se escoge para que sea muy poco probable que la partícula contribuya al resultado final más allá de su región actual (33).

Los valores de energía de corte en la simulación son 0.521 MeV para el transporte de electrones (Global ECUT) y 0.001 MeV para el transporte de fotones (Global PCUT).

2.2 Simulaciones Monte Carlo

En esta tesis se realizaron varias simulaciones; los detalles de cada una se presentan a continuación.

- Para los perfiles de dosis centrados en el isocentro se utilizó el código de usuario egs_chamber donde se realizó una simulación por cada punto que compone el perfil de dosis en el eje x y en el eje z, lo que arroja un total de 25 simulaciones por eje. En la geometría del modelo se añade el fantoma esférico y dentro de él, se ubica un vóxel con volumen 0.0125 cm^3 para la acumulación de resultados de dosis. Las dimensiones del vóxel (para eje x: $0.05 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$, para el eje z: $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} \times 0.05 \text{ cm}$) son lo suficientemente pequeñas para obtener resultados con tiempos de simulaciones razonables. El vóxel se desplaza en cada simulación 0.05 cm a lo largo del eje correspondiente (desde -0.6 cm hasta 0.6 cm). El tiempo de cómputo por simulación fue de 4 horas con un número de historias de 3.2×10^8 y un clúster de 64 núcleos.
- Para los espectros de energía se utilizó el código de usuario cavity donde se escogieron 6 puntos a lo largo del fantoma Norma, que permitieran además de optimizar el tiempo de simulación, visualizar de manera general el comportamiento de los espectros de energía al alejarse del isocentro. Por lo tanto, se seleccionaron puntos como el isocentro, cuello, mediastino, pulmón, pelvis y pierna, para un total de 6 simulaciones. En la geometría del modelo se añadió la del fantoma Norma y en su interior se ubicó una esfera de radio $r=1\text{cm}$ en el punto de interés como geometría de scoring. El número de historias y tiempo de cómputo usados en cada simulación se muestran en la tabla 2-2.

Tabla 2-2. Algunas características de las simulaciones de los espectros de energía.

Espectros de energía obtenidos en Norma			
Ubicación	Número de historias	Tiempo de Cómputo	No. núcleos del clúster
2. Isocentro			
4. Cuello			
8. Pulmón Izq	5.0x10 ⁹	4.5 horas por punto	32
16. Mediastino			
11. Pelvis			
14. Pierna Izq.	2.0x10 ¹⁰	18 horas	32

- Para la obtención de dosis en puntos de interés dentro del fantoma Norma, se utilizó el código de usuario egs_chamber. Se realizó una simulación para cada uno de los 15 puntos, donde se implementó como volumen de scoring esferas de radio $r=0.05$ cm, en zonas de alto gradiente como cabeza y cuello. Para el resto de puntos del fantoma Norma se utilizó un volumen de scoring esferas de radio $r=0.1$ cm. El número de historias, tiempos de cómputo y número de núcleos empleados en estas simulaciones se muestran en la tabla 2-3.

Tabla 2-3. Algunas características de la simulación para la obtención de dosis absorbida en el fantoma Norma.

Dosis absorbida - 15 puntos de Norma				
Esfera de radio r	Ubicación	Número de historias	Tiempo de cómputo	No. núcleos del clúster
0.05 cm	Isocentro (2) cabeza (1,3) y cuello (4)	1.44x10 ¹⁰	24 horas	32
0.1 cm	Isocentro (2), torso (5, 6, 7, 8, 9, 16), pelvis (10, 11, 12) y piernas (13, 14)	2.3x10 ¹⁰	19.8 horas	64

Las dimensiones de la geometría de scoring son lo suficientemente pequeñas para obtener resultados no nulos con número de historias y tiempos de cómputo óptimos en zonas periféricas. Sin embargo, esta posible ventaja para puntos periféricos conlleva desventajas en puntos cercanos al isocentro, como cabeza y cuello, donde existen zonas de alto gradiente, de ahí el motivo de la elección de un volumen de scoring menor al utilizado en puntos muy periféricos.

El interés en conocer las dosis en zonas cercanas al isocentro, es contrario al propósito que tiene esta tesis de estimar dosis en la periferia. Sin embargo, conocer la dosis que arrojan las simulaciones en puntos cercanos al campo de tratamiento, permite comparar estos datos con los valores obtenidos en esos mismos puntos por las mediciones con TLDs, encontrar las diferencias de dosis debido a las dimensiones implementadas en cada caso y encontrar soluciones que permitan dar validez a los valores entregados por el modelo MC.

2.3 Dosimetría termoluminiscente

2.3.1 Protocolos de borrado - lectura y FSI

Se contó con un set de 138 TLDs de los cuales 50 eran TLD-100, 54 eran TLD-700 (24 en formato chip y 30 en formato disco) y 34 fueron TLD-100H. Sólo los TLD-100 contaban con FSI por lo que fue necesario caracterizar sólo los otros dos tipos.

A continuación se describe el protocolo seguido para la estimación de los FSI de los TLD-100H y TLD-700:

1. Se realizó a los 34 TLD-100H y 54 TLD-700 (Disco + Chip) el annealing pre-irradiación con las temperaturas y tiempos especificados (ver tablas 2-4 y 2-5).
2. Se irradiaron con un haz de fotones de energía 6 MV a una misma dosis y las siguientes condiciones de referencia: SSD=100 cm, profundidad=10 cm, tamaño de campo= 15x15 cm² y 100 UM. Procedimiento que se hizo en uno de los aceleradores lineales de la Clínica Alemana en Santiago de Chile, Chile. El objetivo de este paso es irradiar uniformemente los TLDs.

Los TLDs se posicionaron al centro de una geometría tipo sándwich de bloques de agua sólida y bolus (un material similar a un plástico maleable con propiedades radiológicas equivalentes al tejido humano) como se muestra en la figura 2-3 izquierda. De esta forma los cristales quedaron a una profundidad de 10 cm como se observa en la imagen derecha de la figura 2-3.



Figura 2-3. Irradiación de los TLDs. **Imagen izquierda:** Muestra los diferentes tipos de TLDs posicionados dentro del tamaño de campo luminoso de 15x15 cm². **Imagen derecha:** Muestra como finalmente quedaron los TLDs dentro de los bloques de agua sólida.

3. 24 horas después de la irradiación, se realizó el proceso de annealing post-irradiación tal como se indica en el protocolo dosimétrico.
4. Lectura del cristal y obtención de la integral de la curva de brillo (en nC).
5. Cálculo de los FSI a partir de la siguiente ecuación E 2-5:

$$FSI = \bar{L} / (L_i - L_0) \quad E 2-5$$

Donde \bar{L} es el promedio de las lecturas netas de los dosímetros del mismo tipo irradiados a la dosis D; L_i es la lectura del i-ésimo dosímetro irradiado a una dosis D; L_0 es la lectura del dosímetro que no fue irradiado (el FSI para TLDs que tengan formato chip y disco se halla con su \bar{L} correspondiente, pues los valores arrojados por el formato chip son diferentes al formato disco).

Los parámetros característicos de los procesos de annealing y lectura que fueron usados para cada tipo de TLD en este trabajo (incluida la determinación de los FSI arriba descrita), se especifican en las tablas 2-4 y 2-5.

Tabla 2-4. Protocolo dosimétrico para los TLDs-100H.

TLD-100H		
Annealing		
Pre-irradiación	Post-irradiación	Pre-lectura (hecha por la lectora)
t(min)=10 a 240 °C	t(min)=10 a 100 °C	t(seg)=10 a 100 °C
Tasa de calentamiento		
10 °C/s		
Intervalo de integración de la señal TL		
100 °C - 240 °C		

Tabla 2-5. Protocolo Dosimétrico usado en los TLD-100 y TLD-700.

Annealing TLD-100 y TLD-700			
Dosímetros	Pre-irradiación	Post-irradiación	Pre-lectura (hecha por la lectora)
TLD-700	t(min)=60 a T=300 °C	t(min)=10 a T=100 °C	t(seg)=10 a T=100 °C
TLD-100	t(min)=120 a T=100 °C		
Dosímetros	Intervalo de integración señal TL	Tasa de Calentamiento	Tiempo de adquisición
TLD-700 y TLD-100	100 °C - 300 °C	10 °C/s	20 s --> 32 s

El annealing pre-irradiación a temperaturas de 240°C y 300°C realizados a TLD-100H y TLD-100/TLD700, respectivamente, fueron hechos en el horno Thermolyne 1300 (Sybron Corporation, USA) (ver figura 2-4). Cuando el proceso de annealing pre-irradiación es terminado se dejan en reposo los cristales por aproximadamente 24 horas.

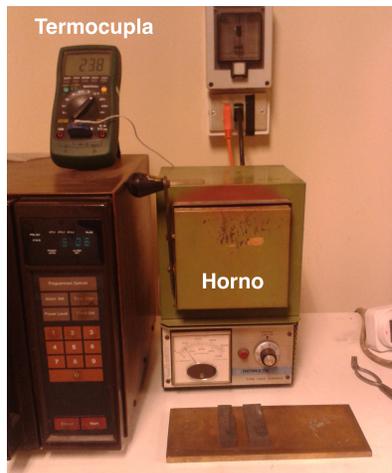


Figura 2-4. Horno Thermolyne 1300 (Sybron Corporation, USA). Se observa el multímetro (en modo termómetro) con la termocupla que permite monitorear con precisión la temperatura al interior del horno.

Los procesos de annealing pre-irradiación y post-irradiación a temperaturas de 100°C se efectuaron en el horno Jouan (Paris) (ver figura 2-5).



Figura 2-5. Horno Jouan (Paris).

2.3.2 Dosimetría termoluminiscente en fantoma antropomórfico

La decisión de qué conjunto de TLDs situar en cada uno de los 16 puntos de interés de Norma se realizó con base a los siguientes argumentos:

- **Rango de dosis:** (Ver previamente las características dosimétricas de los TLDs expuestas en las secciones 1.5.1 y 1.5.2). Los TLDs que permiten ser irradiados a altas dosis se ubicaron en mayor proporción cercanos al isocentro. Aquellos que no soportan altas dosis se ubicaron en mayor proporción en la periferia (no se situaron ni en el isocentro ni en puntos cercanos a este como el 1 y el 3).
- **FSI:** En cada punto u orificio del fantoma se ubicaron entre dos y en algunos casos hasta tres TLDs del mismo tipo (ver figura 2-6 inferior izquierda) con FSI similar. De esta forma es posible emplear un valor promedio de éstos para corregir la lectura de los cristales (una vez que se forma el paquete a colocar en un punto, no es posible tenerlos individualizados).
- **Sensibilidad:** Los TLDs que presentan mayor sensibilidad fueron alojados en los puntos más periféricos o lejanos del isocentro, pues en ellos es de donde se obtendrán valores de dosis más pequeños que necesitan de dosímetros termoluminiscentes más sensibles.

La figura 2-6 (inferior-izquierda) ejemplifica la distribución de cada tipo de TLD en uno de los orificios del fantoma ubicados en los puntos de interés. Al finalizar, los TLDs son tapados por un bolus que tiene la forma del orificio que los contiene como se ve en la figura 2-6 (inferior-derecha) y que se usa con el objetivo de evitar espacios con aire, que pudieran alterar la dosis depositada en los TLDs (esto se hace en los 16 orificios).

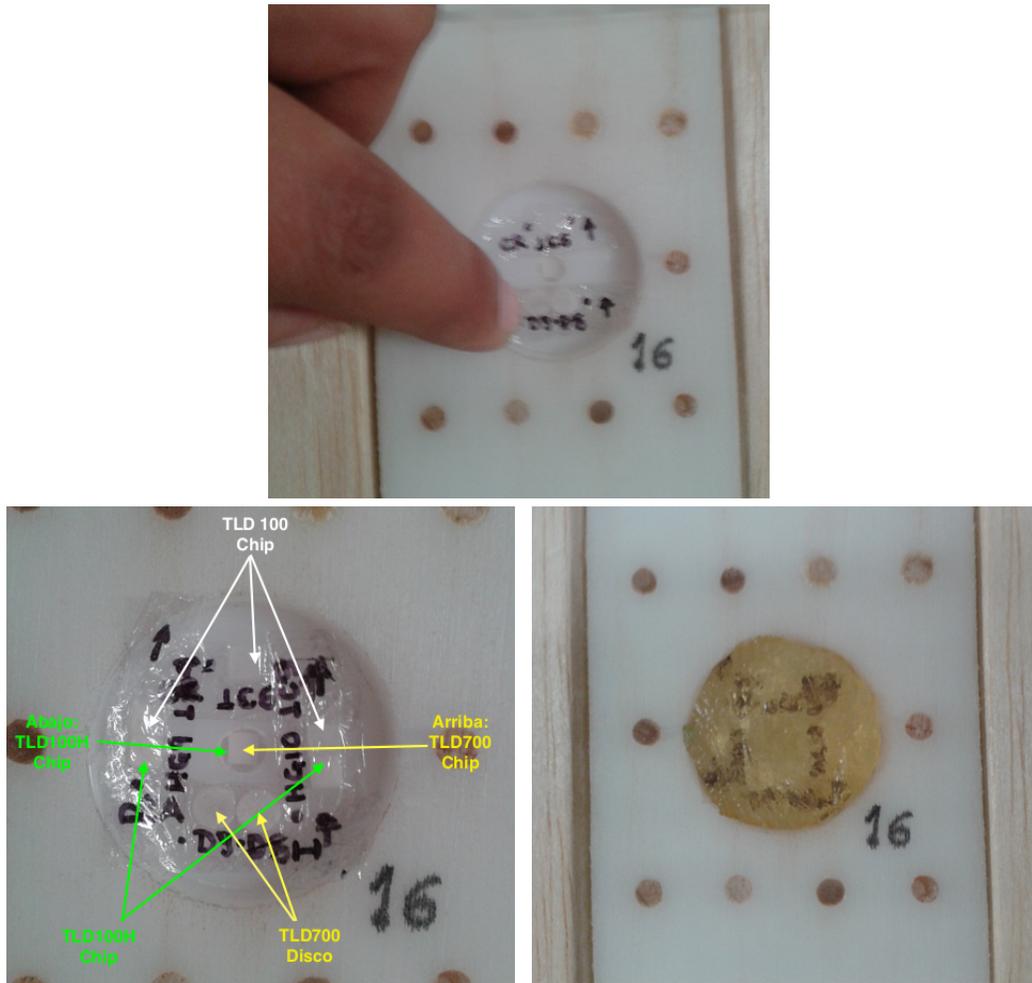


Figura 2-6. Ubicación de los 3 tipos de TLDs en el orificio 16 (que representa al mediastino) del fantoma Norma.

Tomando en consideración los puntos anteriormente expuestos para la localización de los dosímetros en el fantoma, la distribución de TLDs quedó de la siguiente manera (ver tabla 2-6):

Tabla 2-6. Cantidad de TLDs usados en cada punto de interés en el fantoma y número de TLDs testigos (i.e., los que acompañan en todo momento a los TLDs que se usaran para la medición excepto durante la irradiación).

Ubicación	Punto de medición / Orificio No.	TLD-100	TLD-700 Chip	TLD-700 Disco	TLD-100H
	1	2	-	-	-
Cabeza	2	2	-	-	-
	3	2	-	-	-
Cuello	4	5	1	2	1
Mama der	5	3	1	2	1
Mama izq	6	3	1	2	1
Pulmón der	7	3	1	2	1
Mediastino	16	3	1	2	3
Pulmón izq	8	3	1	2	3
Estómago	9	3	1	2	3
	10	3	1	2	3
Pelvis	11	3	1	2	3
	12	3	3	2	3
	15	3	3	2	3
Pierna der	13	3	3	2	3
Pierna izq	14	3	3	3	3
Número de testigos		3	3	3	3
Total de TLDs		50	24	30	34

Cada TLD empleado se hallaba individualizado mediante su FSI. Los factores de calibración correspondientes fueron obtenidos en un haz de 6 MeV de un acelerador lineal.

Las dimensiones y forma de la cabeza del fantoma Norma no permitieron el uso del marco estereotáctico. Por lo tanto, se optó por abrir dos orificios en los laterales de la cabeza del fantoma de dimensiones $6\text{mm} \pm 0.5\text{mm}$ de profundidad y 8mm de diámetro (ver figura 2-7) a la altura del isocentro; de manera que encajaran en los soportes de sujeción del marco estereotáctico, los cuales se encuentran justo a lo largo de la línea del eje x que pasa por el isocentro.

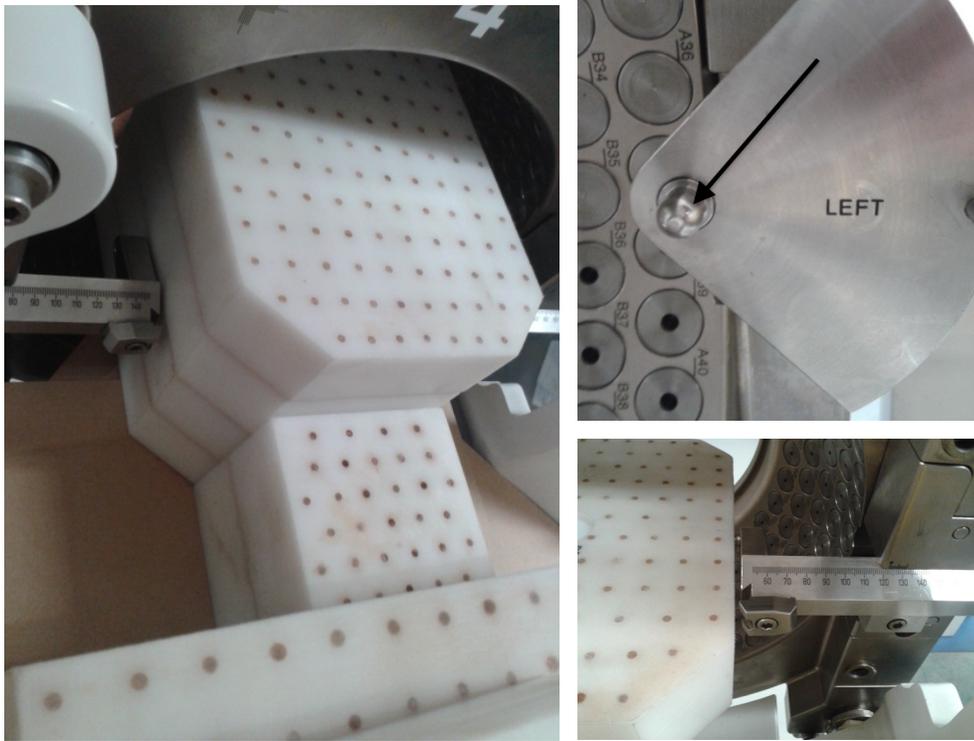


Figura 2-7. Posicionamiento de la cabeza del fantoma Norma en el GKL4C, que encaja en los soportes de sujeción (imagen superior derecha) del marco estereotáctico.

La planificación del tratamiento en Norma (cálculo del tiempo de exposición requerido para depositar la dosis prescrita) requiere de la geometría del volumen a irradiar. La figura 2-8 corresponde a la imagen de CT de Norma donde se identifica el isocentro de tratamiento. De acuerdo a dicha planificación la dosis depositada en isocentro es 108.1 Gy y fue considerada como la dosis de calibración del modelo MC.

Adicionalmente la figura 2-9 presenta las curvas de isodosis en los planos coronal, transversal y axial mostrados en la planificación de tratamiento al fantoma Norma.

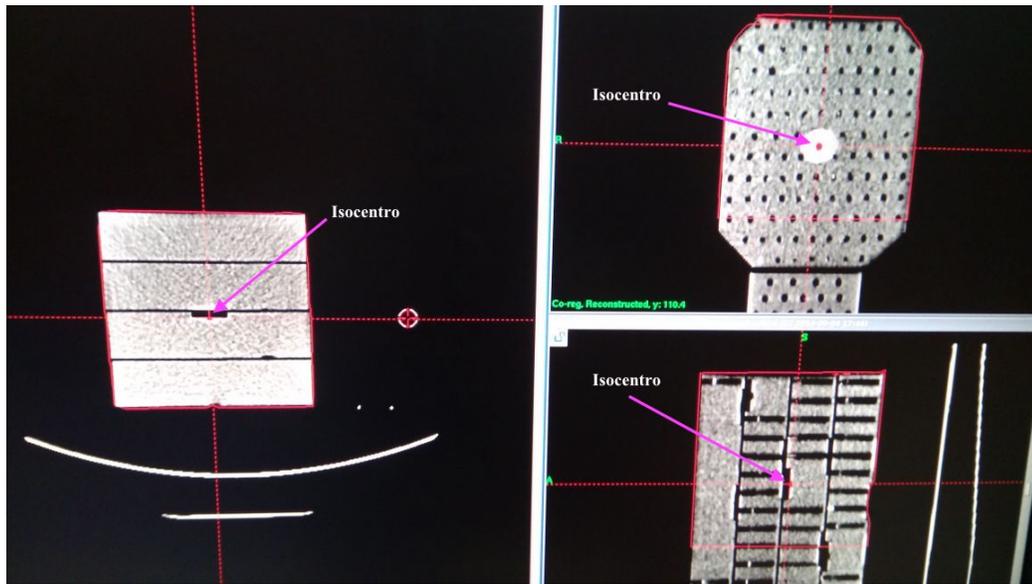
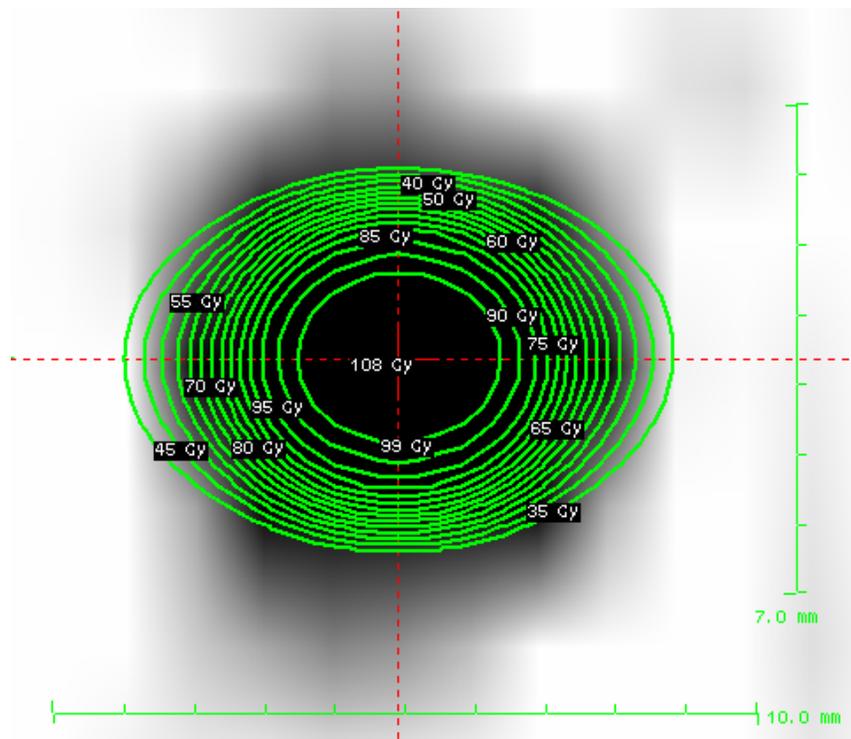
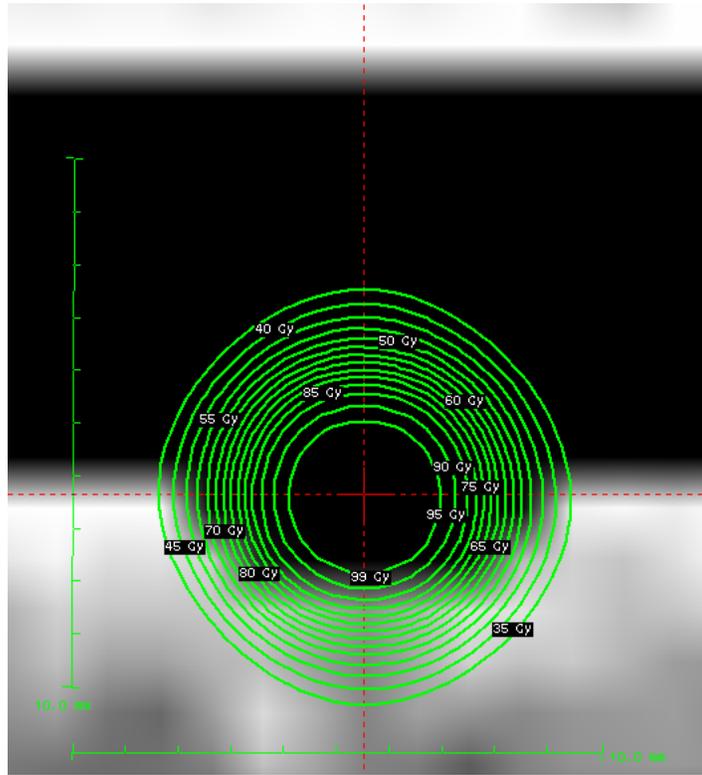


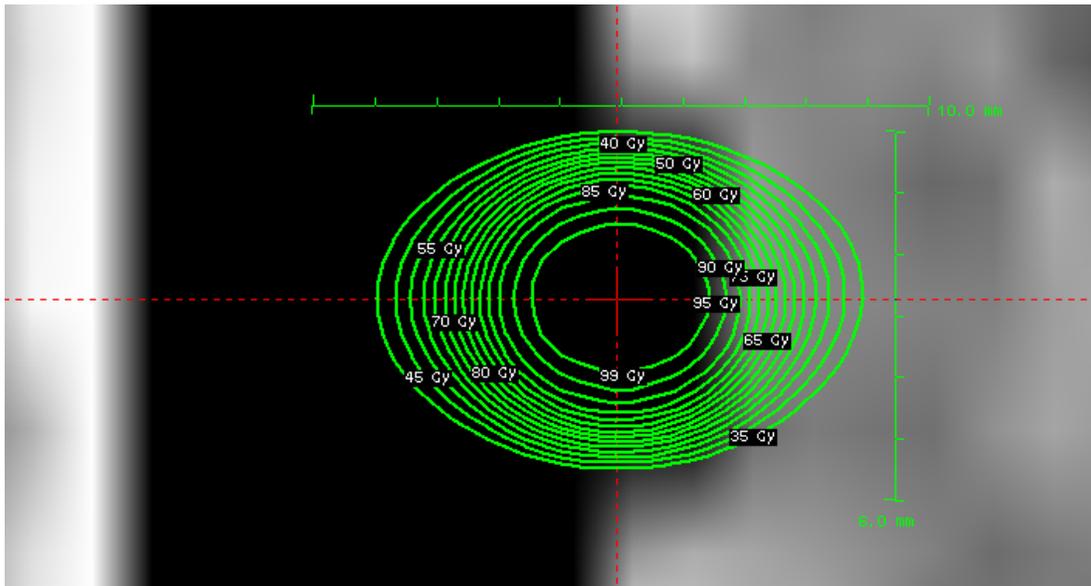
Figura 2-8. Imágenes de CT del fantoma Norma importadas al planificador, en las cuales se muestra la intersección de las líneas rojas que corresponde a la ubicación del isocentro donde se midió la dosis.



(a)



(b)



(c)

Figura 2-9. Imágenes de CT de los cortes coronal (a), transversal (b) y sagital (c) del isocentro en Norma. Donde se aprecia la dosis de 108 Gy al isocentro.

La figura 2-10 muestra el fantoma con el casco colimador en posición de irradiación.

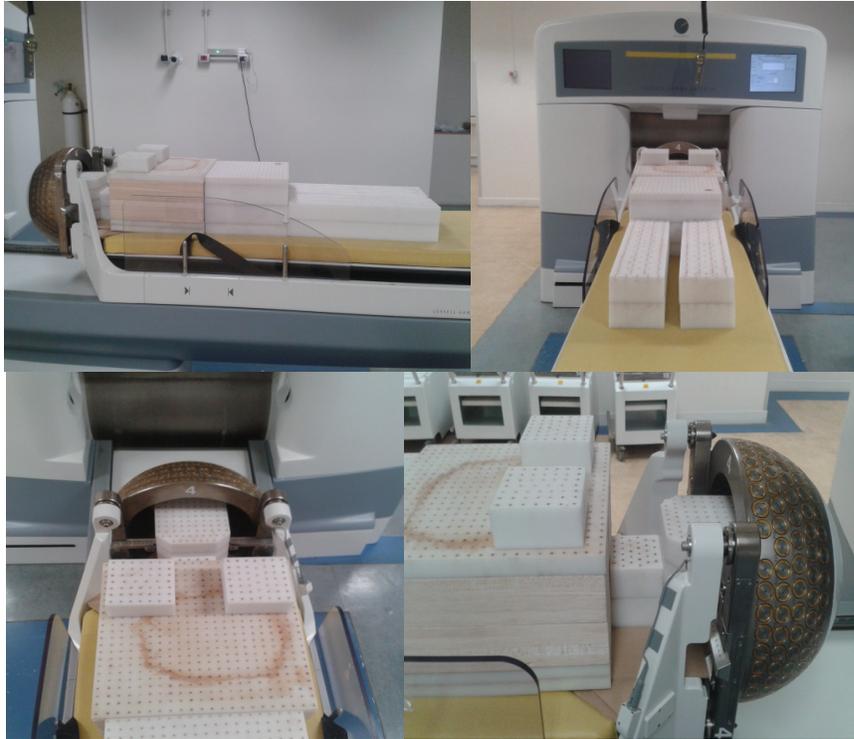


Figura 2-10. Distintas visualizaciones del fantoma Norma ubicado en la camilla de tratamiento antes de efectuar la irradiación.

La figura 2-11 muestra el fantoma Norma cuando es irradiado en el GKL4C (captada por la cámara de monitoreo que está dentro de la sala de tratamiento).

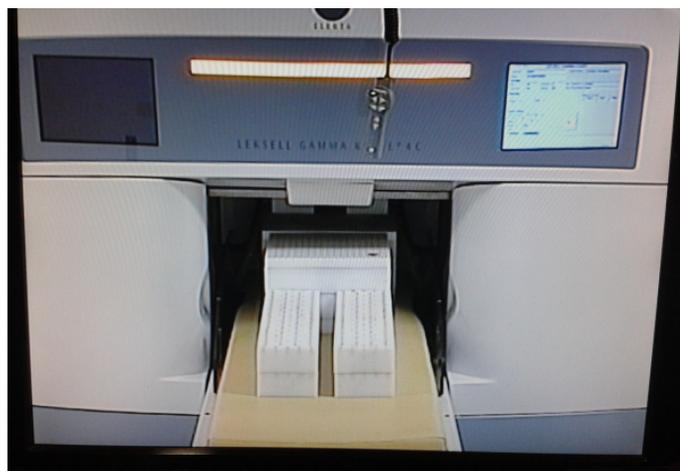


Figura 2-11. Irradiación del fantoma Norma en el GKL4C.

2.3.3 Determinación de la dosis absorbida

2.3.3.1 Dosis altas

La determinación de la dosis absorbida por dosímetros termoluminiscentes irradiados a muy altas dosis (del orden de 130 Gy) no es trivial por tratarse de una zona donde la respuesta no es lineal. Por lo tanto, para las lecturas de los TLD-100 ubicados en el punto 2 (isocentro) fue usado el filtro metálico recubierto con Inconel® ND-200-50.0X50.0M (CVI Laser Optics, USA) (ver figura 2-12) que evita la saturación del fotomultiplicador por la alta señal termoluminiscente de dosímetros irradiados a altas dosis.

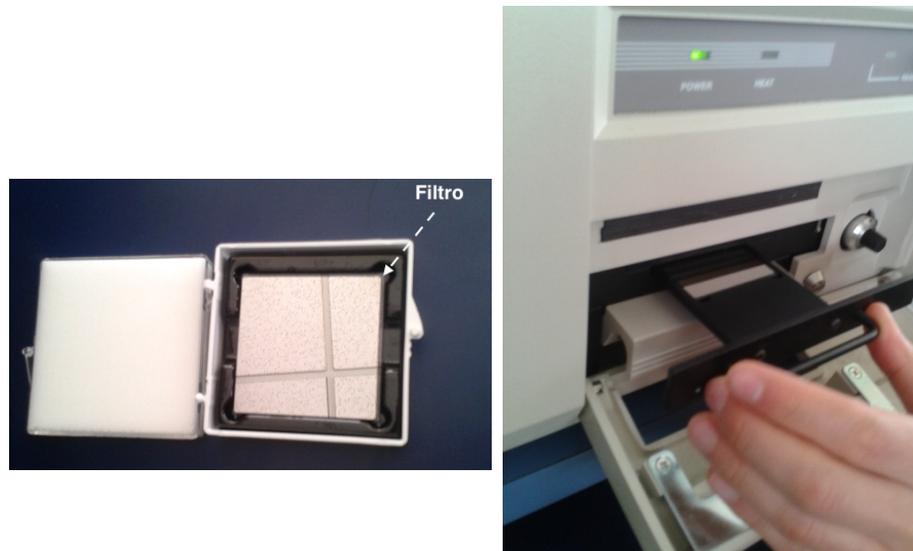


Figura 2-12. *Imagen izquierda:* Muestra el filtro ND-200-50.0X50.0M (CVI Laser Optics, USA); *imagen derecha:* Muestra el reemplazo del filtro neutro por el filtro ND-200-50.0X50.0M en la lectora.

Para la determinación de la dosis se tuvo en cuenta un trabajo previo de laboratorio (49) que describió el comportamiento de la curva de dosis de los TLD-100 en función de la carga acumulada en el cristal como un polinomio de cuarto grado.

La curva de calibración (realizada con cristales de referencia) para irradiaciones de hasta 1000 Gy se indica en E 2-6:

$$D(\text{Gy}) = A_0 + A_1x + A_2x^2 + A_3x^3 + A_4x^4 \quad \text{E 2-6}$$

Donde x es la señal termoluminiscente en nC. En este caso x es el promedio de la lectura de los TLD-100 ubicados en cada punto de la cabeza de Norma, ya corregidas por el FSI correspondiente a cada TLD y por un factor “interbatch” $F_{interbatch}$ que permite convertir

éstas lecturas al batch de referencia. La tabla 2-7 muestra los valores de cada coeficiente del polinomio de grado 4.

Tabla 2-7. Coeficientes para el polinomio de grado 4 de la curva de calibración de dosis entre 0 Gy y 1000 Gy con señal termoluminiscente filtrada. Tabla tomada de (49).

Coefficiente	Valor	Error Estandar
A₀ [Gy]	0.00E-0	0.00E-0
A₁ [Gy/nC]	8.06E-3	3.68E-4
A₂ [Gy/nC]²	-7.88E-8	1.19E-8
A₃ [Gy/nC]³	5.95E-13	1.12E-13
A₄ [Gy/nC]⁴	-1.36E-18	3.19E-19

Este modelo fue verificado en algunos tratamientos, uno de ellos en Enfermedad de Párkinson, donde debido al nivel de dosis prescrita en el isocentro (130 Gy), los TLDs ubicados en la posición blanco (i.e, isocentro) fueron leídos con el filtro usando la curva de calibración E 2-6.

La verificación de la curva de calibración fue realizada en (49) obteniéndose diferencias del 3% entre lo medido con TLDs aplicando dicha curva de calibración y lo reportado por el planificador.

La tabla 2-8 muestra el valor de dosis en el isocentro para la medición realizada con TLD y la estimada con el Gamma-Plan asumiendo un volumen aproximado al par de TLDs (18.4 mm³) ubicados en esa posición.

Tabla 2-8. Dosis medida por TLDs y reportada por el planificador para el mismo punto. Datos tomados de (49).

Posición	Dosis TLD ±E (Gy)	Dosis GammaPlan ±E (Gy)
Isocentro	114.39 ±7.09	118.2 ±6.3

La verificación del modelo dosimétrico permite asegurar que el mismo, arroja resultados acordes a la dosis obtenida con el planificador.

2.3.3.2 Dosis bajas

La determinación de dosis en la periferia implica la lectura de dosímetros que han sido expuestos a dosis bajas y además contempla una relación proporcional con la carga almacenada en ellos (régimen lineal de respuesta). La ecuación general (ver E 2-7) que permite obtener los valores de dosis absorbida en estos puntos por los TLD-700, TLD-100H y TLD-100 es la siguiente:

$$D \text{ (Gy)} = \bar{L} \cdot F_{cal} \quad E 2-7$$

Donde \bar{L} es el promedio de lectura en nC ya corregida por el correspondiente FSI. Para los TLD-100, \bar{L} es el promedio de lectura en nC ya corregida previamente por el FSI de cada TLD y por el factor “interbatch” que se mencionó en la sección anterior. Para todos los TLDs el F_{cal} es el factor de calibración que permite pasar de lectura en nC a Dosis[Gy] éste se obtuvo en un haz de 6 MV. El F_{cal} se halla a partir de la ecuación E 2-8:

$$F_{cal} = \frac{D_{cal}}{\bar{L}} \quad E 2-8$$

Donde D_{cal} es la dosis de calibración, que en este caso fue la dosis usada en la irradiación que tenía como objetivo la obtención del FSI; \bar{L} es el promedio de la lectura de carga obtenida por cada tipo de TLD con esa dosis de calibración. Solo los valores de F_{cal} para los TLD-700 y TLD-100H fueron calculados en este trabajo, pues para los TLD-100 este factor ya había sido establecido.

2.3.3.2.1 Factor de corrección por energía

Los dosímetros termoluminiscentes presentan una dependencia no despreciable de su respuesta con la energía de irradiación empleada y dado que la calibración de los cristales se realizó en un haz de 6MV, es necesario verificar para cada tipo de cristal empleado, la posible diferencia de respuesta entre la irradiación con un espectro de 6 MV y los espectros energéticos en cada punto de medida del fantoma (debido a la degradación que sufre el espectro inicial de energía de fotones del Co-60 (52)). Dicha dependencia con la energía del espectro se corrige mediante un factor de corrección adicional F_E .

El valor de ese factor depende de cuan degradado esté el espectro en ese punto (con respecto al de Co-60) y esto se determina a partir de los resultados que arrojen las simulaciones MC realizadas en este trabajo (sección 2.2), enfocadas en determinar el espectro de energía en cada punto de la periferia del fantoma Norma.

La información proporcionada por los espectros obtenidos en las simulaciones, permite calcular el valor de energía promedio \bar{E} en cada punto del fantoma Norma a través de la ecuación E 2-9:

$$\bar{E} = \frac{\sum(F_i \cdot E_i)}{F_T} \quad E 2-9$$

Donde F_i es la fluencia de partículas con energía E_i ($0.05 \text{ MeV} \leq E_i \leq 1.495 \text{ MeV}$ en pasos de 0.01 MeV) que llega a una esfera de radio $r=1\text{cm}$ ubicada en el punto de interés y F_T es la

fluencia total de partículas. Para calcular el factor de corrección por dependencia energética F_E , se hizo uso de la curva de respuesta de los TLDs en (44) (ver figura 2-13) y los valores de energía promedio de los espectros en los puntos de interés. Se consultaron adicionalmente las referencias (53) y (45).

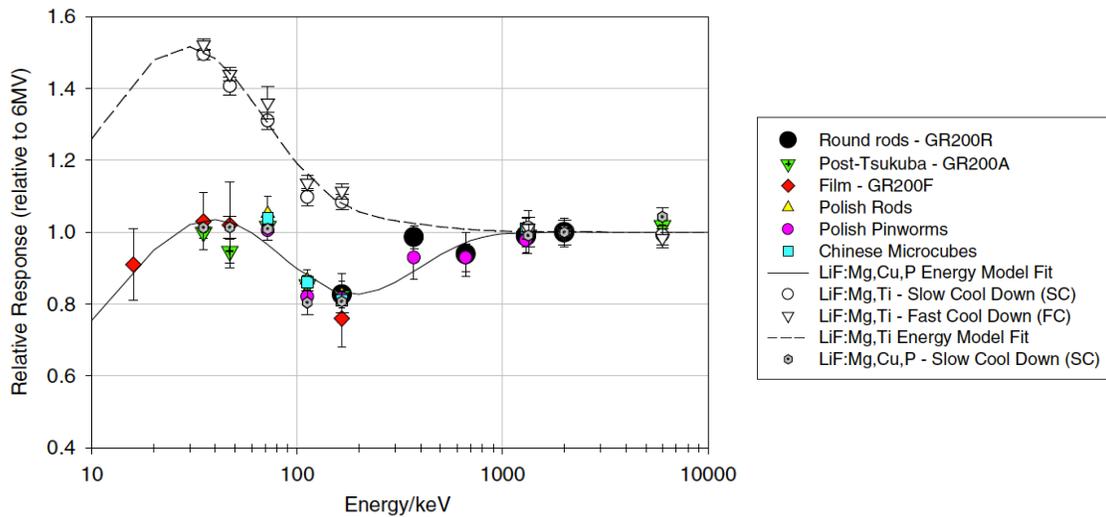


Figura 2-13. Respuesta en energía de diferentes TLDs. La curva correspondiente a los LiF:Mg,Cu,P y LiF:Mg,Ti fue usada para calcular los factores de corrección por energía. Gráfica tomada de la referencia (44).

2.4 Método de validación

Para validar la simulación MC, se han elegido los siguientes parámetros:

- Ancho a media altura (ó Full Width at Half Maximum - FWHM por sus siglas en inglés) de perfiles de dosis calculados con MC en el eje x y z en el fantoma esférico a la altura del isocentro.
- Espectro de energía en el isocentro del fantoma antropomórfico.
- Distribución de dosis relativa al isocentro a lo largo del fantoma antropomórfico.
- Dosis absorbida en puntos del fantoma antropomórfico.

Los valores de ancho a media altura calculados para los perfiles en x y z se comparan con valores publicados en (54), (17) y (13).

La distribución de dosis relativa al isocentro se compara con la medida por los TLDs, lo cual requiere conocer la energía promedio del haz en cada punto del fantoma Norma.

2.5 Calibración del modelo MC

Para poder comparar las dosis calculadas con MC y las medidas con dosímetros termoluminiscentes, es necesario “calibrar” las dosis MC. Por lo tanto, este método utiliza la razón entre la dosis en el isocentro obtenida por el planificador y la dosis en ese mismo punto obtenida por la simulación MC, como un factor de calibración, que permite convertir la dosis por partícula de la simulación MC en cualquier otro punto del fantoma, a su correspondiente dosis con TLDs (ver ecuación E 2-10).

$$D_{MC} = \frac{D_{calibración}}{D_{MCpp_{iso}}} \cdot D_{MCpp} \quad E\ 2-10$$

Donde $D_{calibración}$ es la dosis estimada por el planificador en el isocentro, que para este caso fue 108.1 Gy; $D_{MCpp_{iso}}$ es la dosis MC por partícula en el isocentro y D_{MCpp} es la dosis por partícula estimada con MC en cualquier otro punto del fantoma.

2.6 Estimación del riesgo de cáncer secundario

Considerando los coeficientes de riesgo para cada órgano/tejido de la tabla 12D-1 del BEIR VII (55) como un número de casos de cáncer por 100000 personas expuestas a una dosis única de 100mGy se obtuvo el riesgo de incidencia de cáncer secundario en porcentaje para hombres y mujeres expuestos a radiación a una edad de 50 años.

Las estimaciones de riesgo fueron hechas de acuerdo a la dosis a órgano calculada con los datos obtenidos por las mediciones con TLD-100 y con los datos MC para el fantoma antropomórfico Norma.

La tabla 2-9 muestra la correspondencia entre los puntos de Norma con los órganos y tejidos del cuerpo humano. Mediante esta información y los datos de dosis absorbida con TLD-100 y MC se calculó la dosis a órgano.

Tabla 2-9. *Correlación de los puntos de Norma con los órganos y tejidos. Tabla tomada de (5).*

Órganos y tejidos	Puntos NORMA
Tiroides	4
Esófago	4, 9, 16
Pulmón	7, 8
Mamas	5, 6, 15
Estómago	9, 11, 16
Hígado	9, 10, 11, 16
Colon	11, 12
Vejiga urinaria	10
Ovario	11, 12
Piel	15
Médula ósea	9, 12, 15

3 Resultados

3.1 Modelo Monte Carlo

3.1.1 Canal de colimación del haz

La primera geometría generada que sirvió como base para la generación de todo el sistema de colimación en el modelo MC se muestra en la figura 3-1.

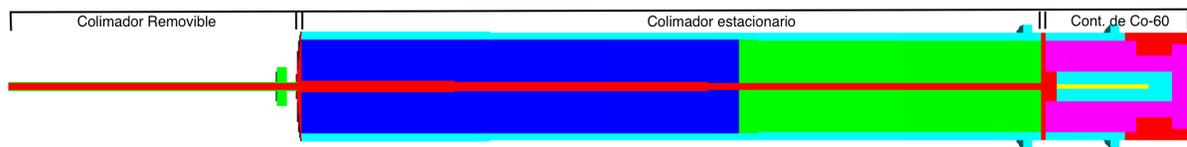


Figura 3-1. Canal colimador de haz, en él se pueden identificar las partes que lo componen y los colores distintivos para cada uno de los materiales, teniendo para el aire el rojo; tungsteno con el verde; el plomo con el azul oscuro; el acero inoxidable con el azul claro; el aluminio con el fucsia y el Co-60 con el amarillo.

3.1.2 Rotación y traslación de los canales de colimación

El resultado del proceso de rotación y traslación de cada canal de colimación se muestra en la figura 3-2. La cantidad de canales de colimación y número de espacios vacíos en los anillos (mencionados en la tabla 2-1) se pueden visualizar con mayor detalle en la figura 3-2.

Finalmente, la unión de todos los anillos forma la geometría del sistema de colimación del Modelo MC, que se asemeja en dimensiones y configuración al modelo real de la unidad GKL4C, esto se puede observar en la figura 3-3.

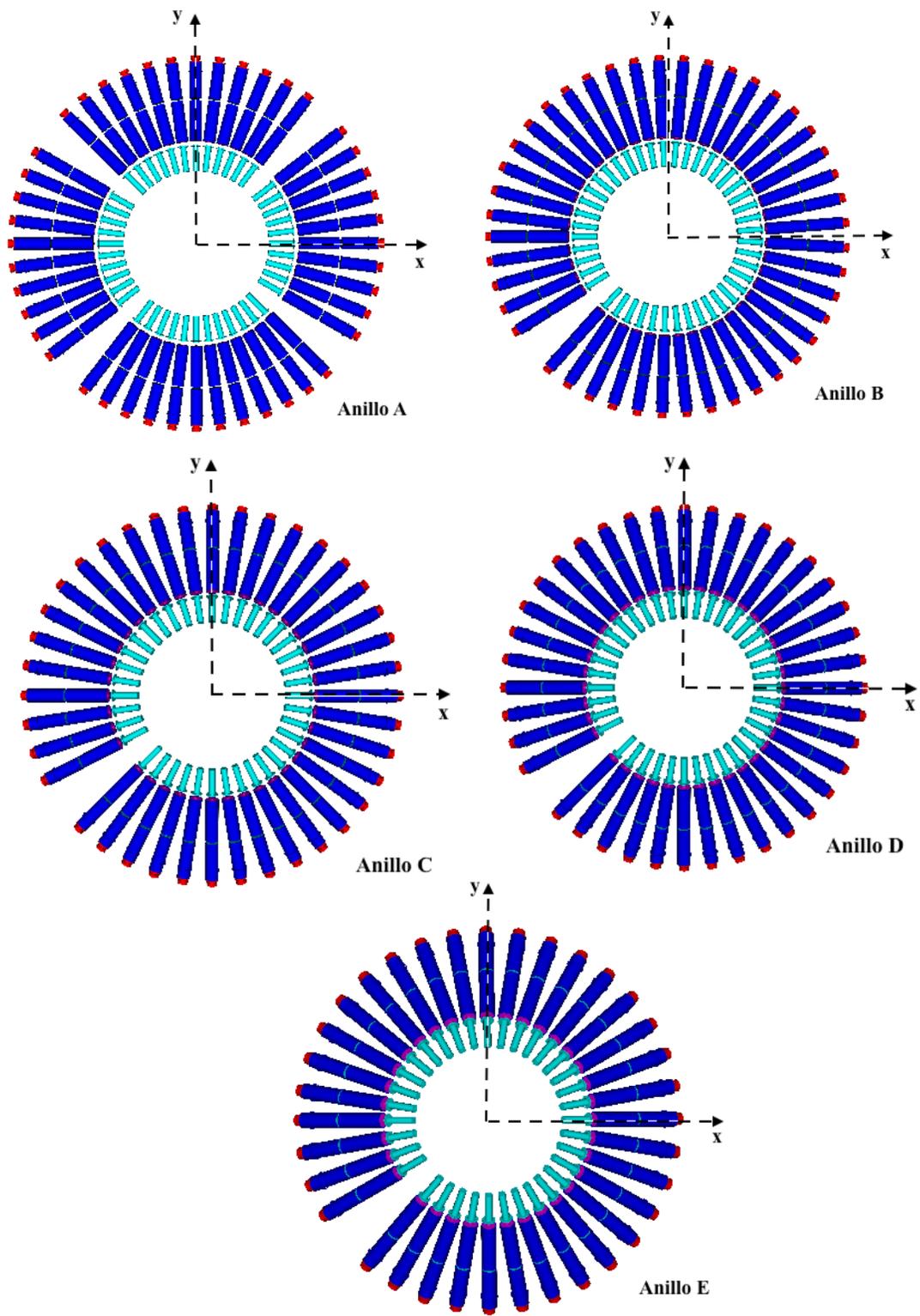


Figura 3-2. Forma de cada anillo de colimadores (A, B, C, D, E).

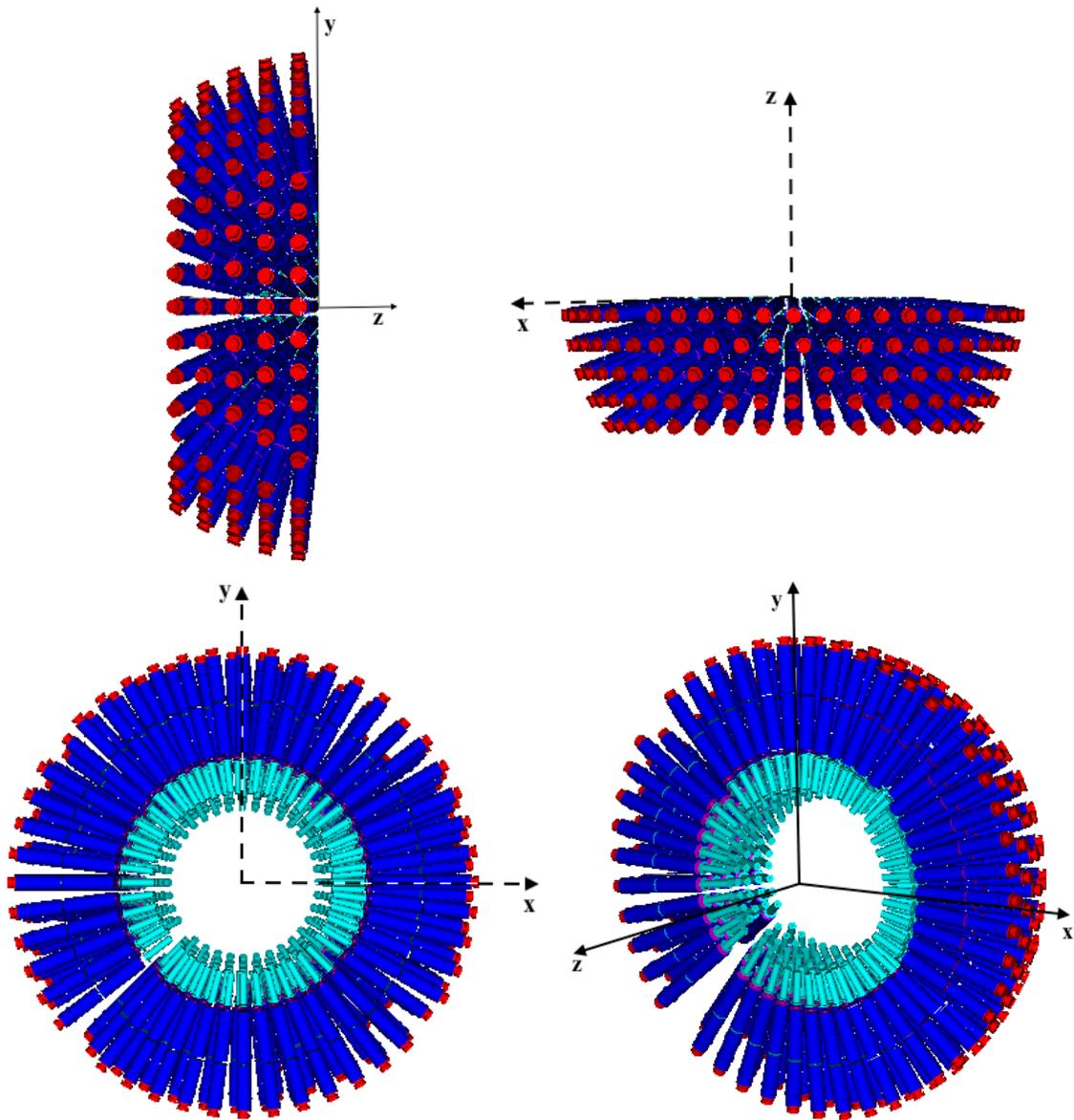


Figura 3-3. Distintas visualizaciones en 3D del sistema de colimación del modelo MC que se asemeja en dimensiones y configuración al modelo real de la unidad GKL4C.

3.1.3 Blindaje

La geometría del modelo MC del sistema de colimación de la unidad GKL4C inmerso dentro de una hemiesfera de hierro, al igual que las paredes laterales del mismo material que hacen parte del blindaje de la máquina, se muestran en la figura 3-4.

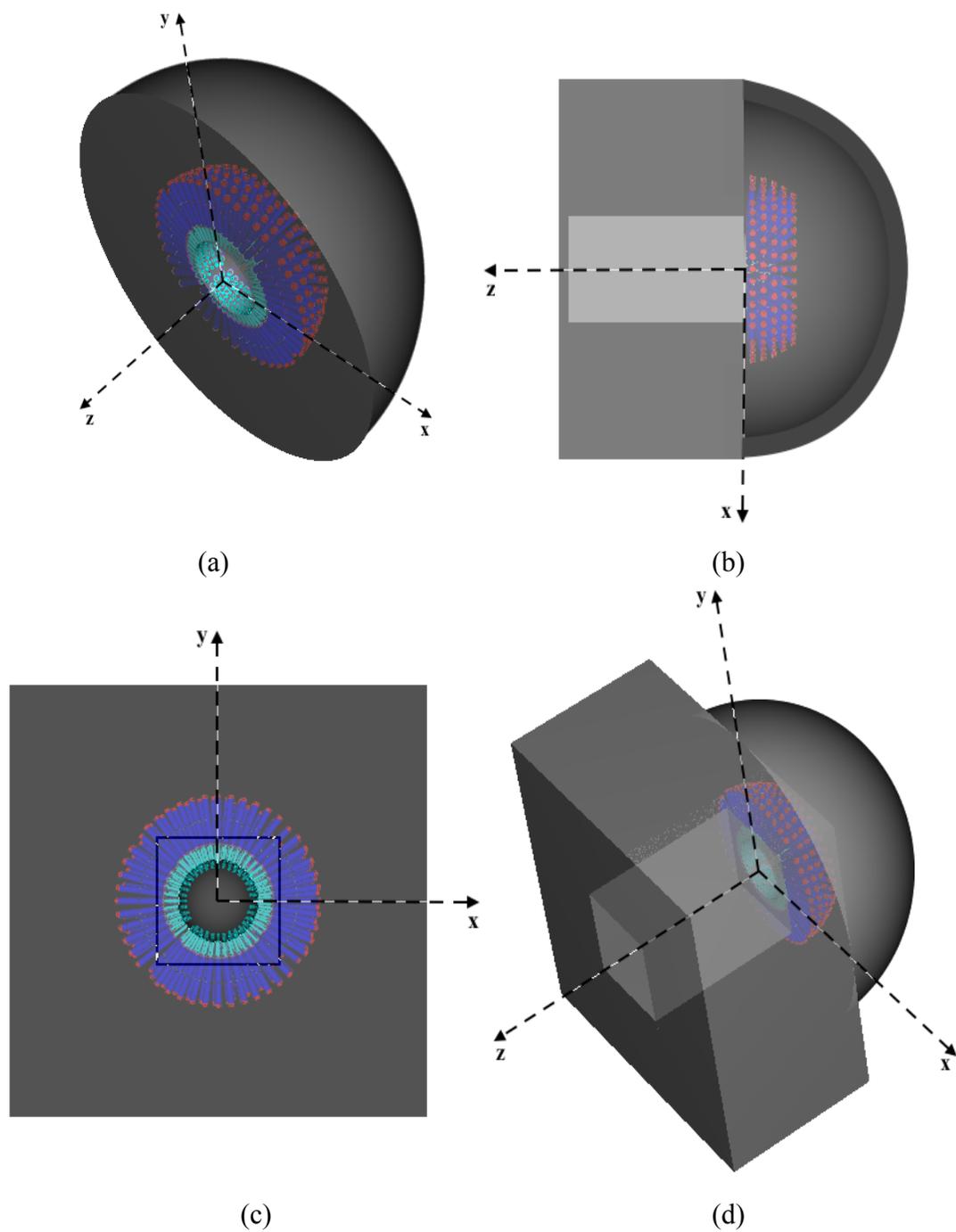


Figura 3-4. (a) Los 201 canales de colimación inmersos en la hemiesfera de hierro. (b) paredes de hierro ubicadas alrededor de la salida del colimador. (c) configuración de los canales de colimación vistos desde el eje z de la máquina. (d) blindaje final del GKL4C. En las figuras el color gris oscuro representa el hierro.

En el modelo MC la geometría de la máquina está inmersa en una caja de aire que simula una zona de la sala de tratamiento, la figura 3-5 lo muestra.

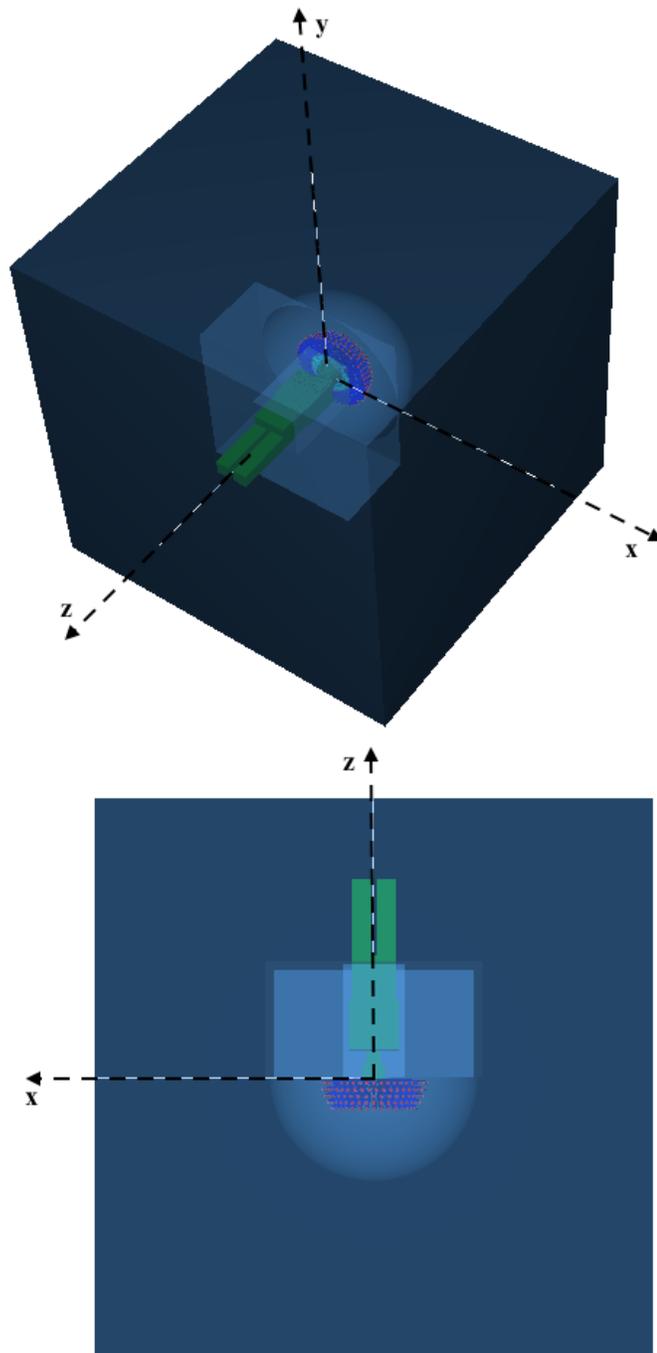


Figura 3-5. Diferentes visualizaciones de la caja de aire donde se encuentra inmersa la máquina de tratamiento.

3.1.4 Fantomas

Los resultados de la generación de la geometría de los dos fantomas se muestran en las figuras 3-6 y 3-7.

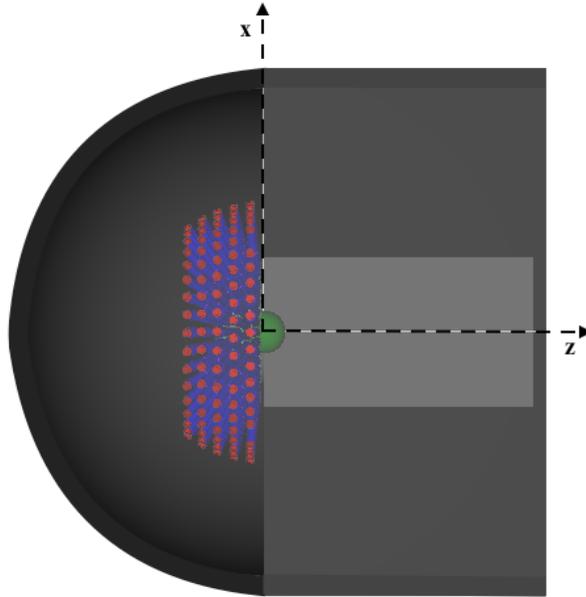


Figura 3-6. Visualización de la geometría del fantoma esférico de poliestireno (Elekta AB) de diámetro 16 cm, ubicado en el isocentro de la máquina en el modelo MC del GKL4C.

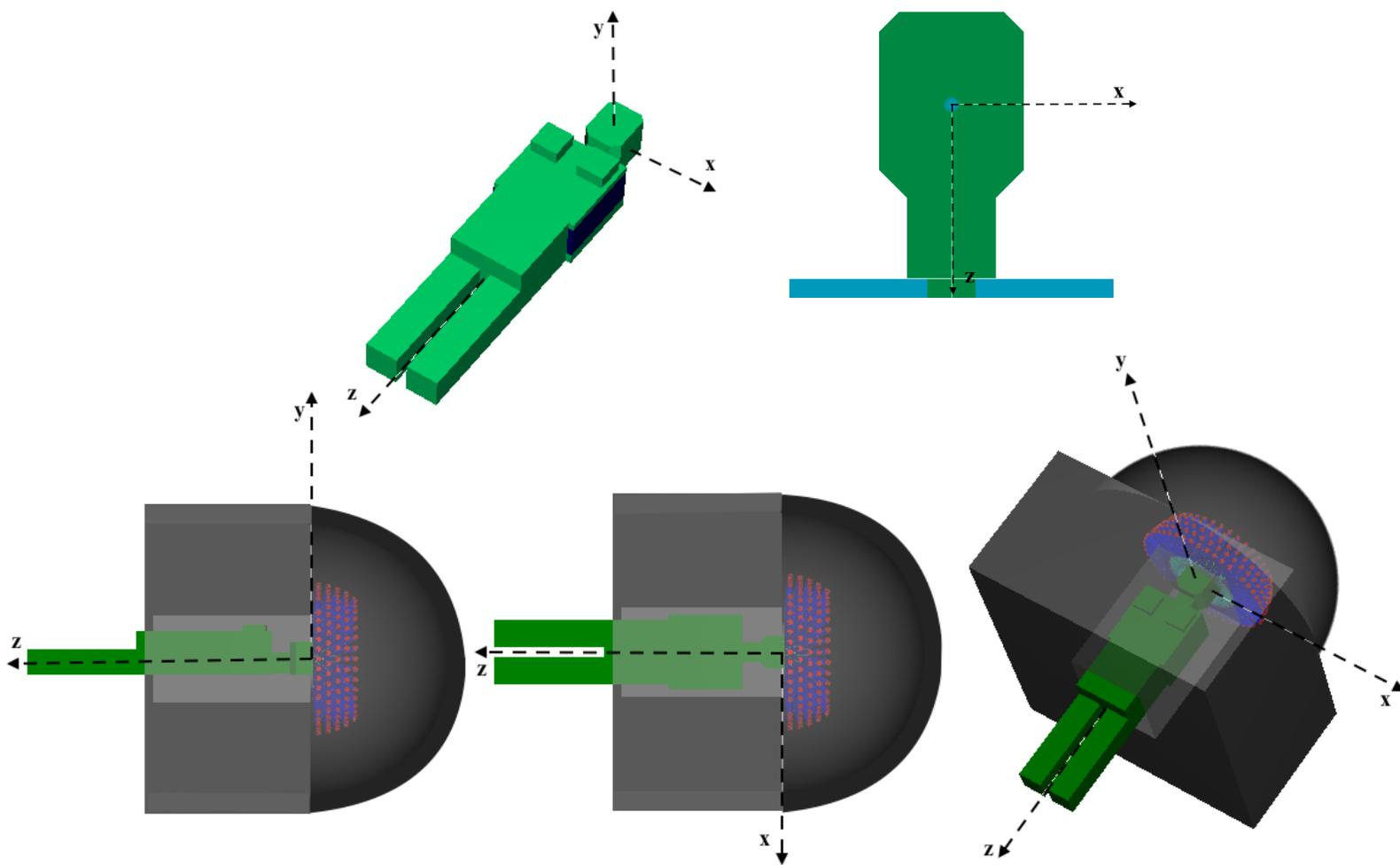


Figura 3-7. (arriba) geometría del fantoma Norma en el modelo MC y un ejemplo de la visualización del volumen de scoring ubicado en este caso en el punto 2 (isocentro); (abajo) visualizaciones de la geometría del fantoma NORMA dentro de la máquina en el modelo MC del GKL4C.

En el modelo MC es necesario tener una geometría donde se desean acumular los resultados (geometría de *scoring*); por ejemplo, el resultado puede ser dosis.

La figura 3-8 muestra las dimensiones de la geometría esférica que fue usada como geometría de scoring en el caso de simulaciones MC con el fantoma Norma. Esta geometría fue ubicada en los puntos del fantoma Norma donde se deseaba obtener como resultado la dosis absorbida.

Con el fin de realizar una comparación visual, se muestran también las dimensiones del TLD con las que fueron realizadas las mediciones experimentales en esos mismos puntos.

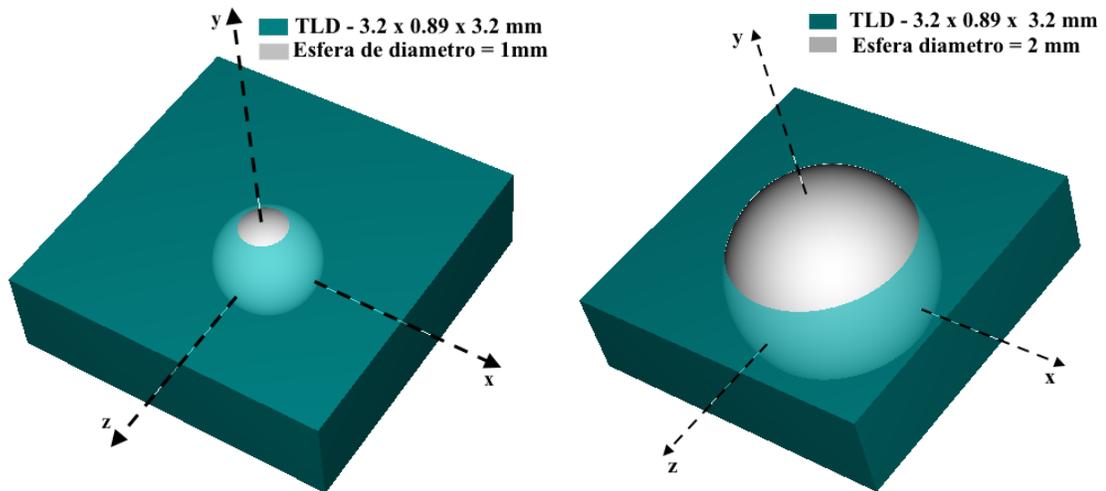


Figura 3-8. Dimensiones del TLD y la geometría esférica de scoring. **Izquierda:** Comparación de las dimensiones reales del TLD con la esfera de diámetro=1mm usada en el scoring para obtener dosis en cabeza y cuello del fantoma Norma. **Derecha:** Comparación de las dimensiones reales del TLD con la esfera de diámetro=2mm usada en el scoring para obtener dosis en los puntos de dorso, pelvis y piernas del fantoma Norma.

3.1.5 Definición de fuente de partículas

La figura 3-9 permite observar los recorridos de las partículas emitidas por una fuente de Co-60 ubicada en el volumen que le fue asignado geoméricamente en el canal de colimación. Esta imagen es una visualización temprana de la definición de fuentes de partículas en el modelo, puesto que posteriormente éste canal estará inmerso con sus vecinos en la hemiesfera de hierro. Las trayectorias de las partículas que se observan, es solo para una poca cantidad de éstas (alrededor de 100 ó 200 partículas) dado que el *egs_view* no permite enseñar un número mayor.

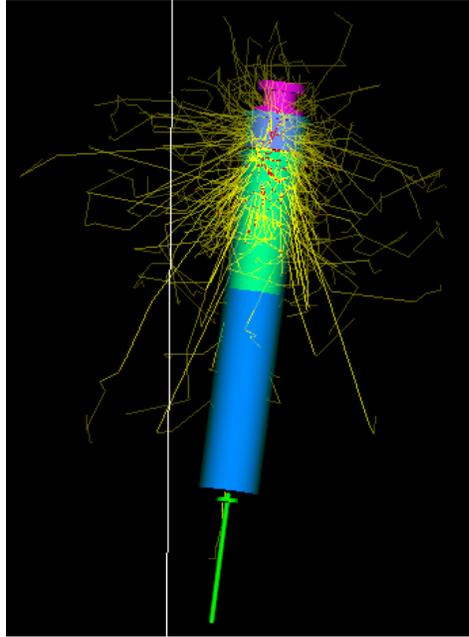
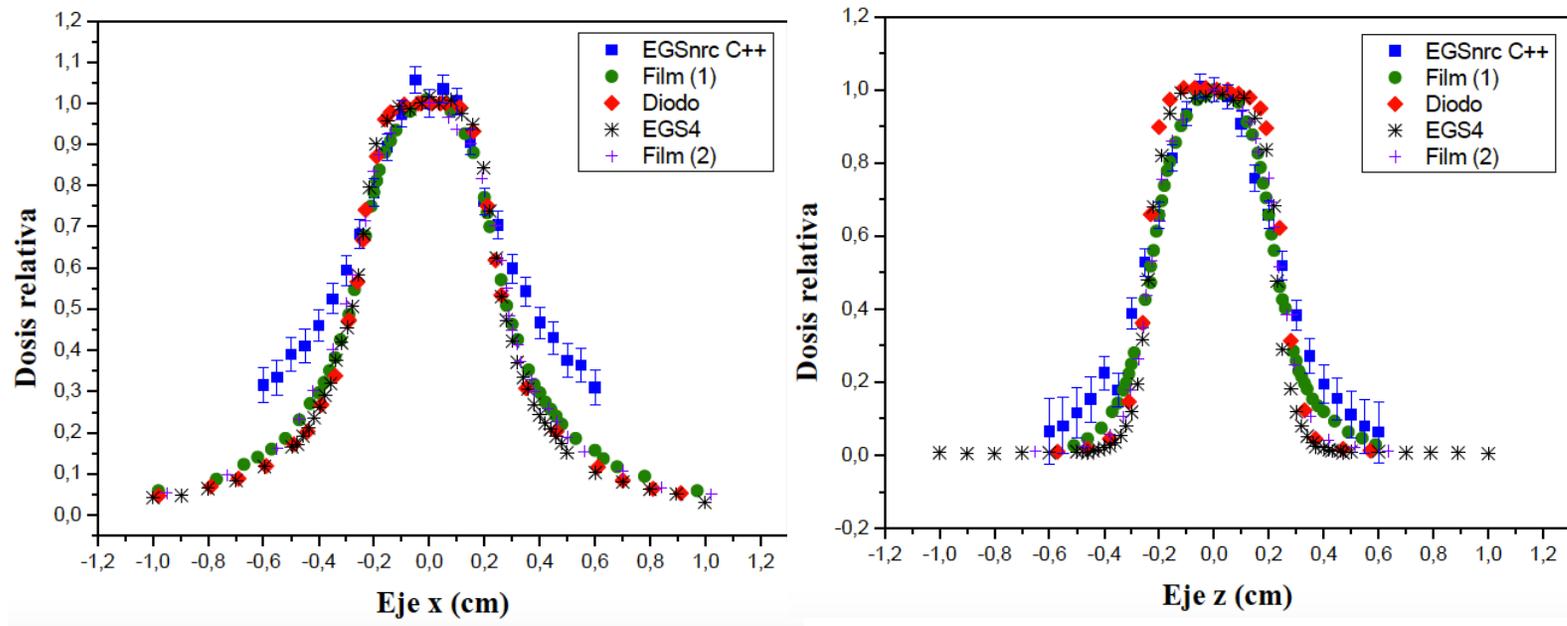


Figura 3-9. Fuente de emisión de partículas ubicada en el volumen geométrico asignado para el Co-60.

3.2 Validación del modelo Monte Carlo

3.2.1 Perfiles de dosis en fantoma esférico

La gráfica 3-1 muestra los perfiles de dosis para el colimador de 4mm centrados en el isocentro, para los ejes x y z , respectivamente. Los cuales fueron obtenidos a través de las simulaciones MC con el fantoma esférico de poliestireno (Elekta AB).



Gráfica 3-1. Perfiles de dosis centrados en el isocentro para el eje x (*izquierda*) y z (*derecha*) para el colimador de 4mm obtenidos en todos los casos con un fantoma esférico de poliestireno de diámetro 16 cm. El cuadrado azul representa los datos arrojados por el presente estudio con EGSnrc C++; los círculos verdes y rombos rojos representan los datos obtenidos por mediciones con film (1) y diodos, respectivamente, que fueron tomados de (Duftschmid et al 1996) (54); la estrella negra representa los datos arrojados por EGS4 que fueron tomados de (Xiaowei and Chunxiang 1999) (17) y la cruz violeta representa los datos obtenidos por mediciones con film (2) que fueron tomados de (Novotny et al 2008) (13).

A cada perfil obtenido en el presente estudio le fue calculado el ancho a media altura (ó Full Width at Half Maximum - FWHM por sus siglas en inglés). La tabla 3-1 muestra la comparación de estos valores con los obtenidos por otros trabajos (54), (17) y (13) .

La referencia (54), en la obtención de perfiles de dosis centrados en el isocentro realizó mediciones con diodo tipo 1N5408 (Westinghouse Electric Corp.) y las comparó con las de films obtenidos en el test de aceptación del fabricante de la unidad Gamma Knife tipo B. Para ello usaron un fantoma esférico de poliestireno de 16 cm de diámetro. Los perfiles fueron determinados para cada tamaño de colimador con todos los colimadores abiertos.

La referencia (17), hace uso del código Monte Carlo EGS4 para obtener las distribuciones de dosis en un fantoma esférico de poliestireno de 16 cm de diámetro, el cual tiene ubicado su centro en el punto focal de una unidad Gamma Knife tipo B. Las distribuciones de dosis fueron simuladas para los colimadores 4, 8, 14 y 18mm con todas las 201 fuentes abiertas. Estos datos son posteriormente comparados con los resultados de las medidas experimentales del trabajo (54).

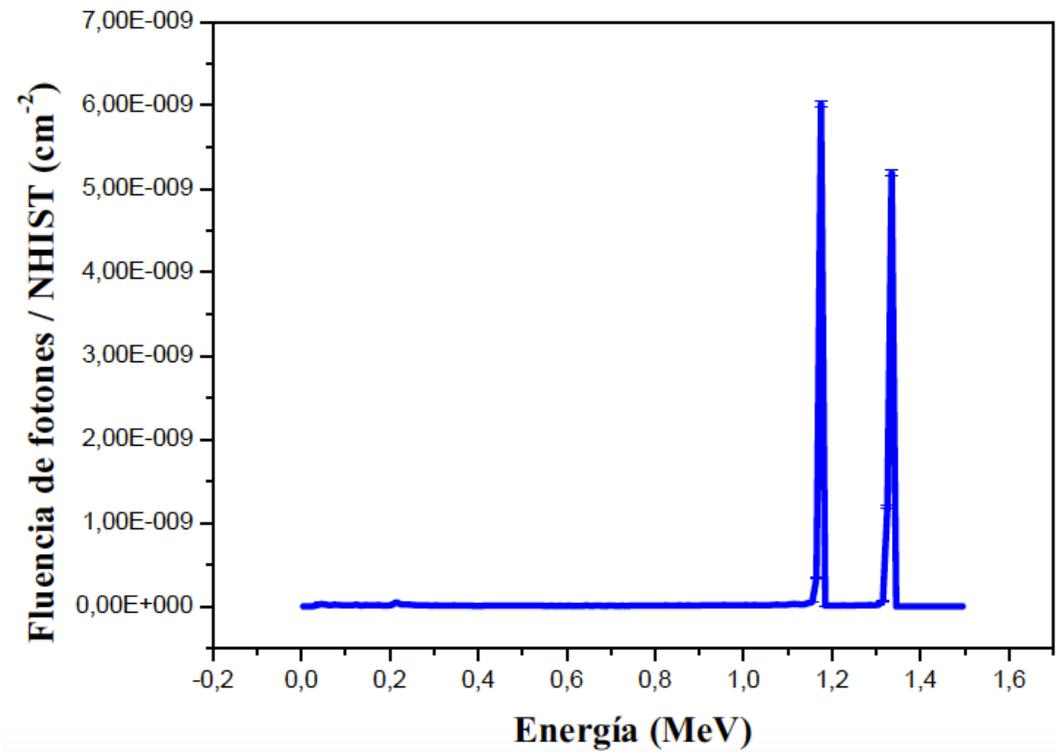
La referencia (13), muestra los resultados de FWHM para perfiles de dosis (en los tres planos estereotáticos: x, y, z) centrados en el isocentro (para colimadores 4, 8, 14 y 18 mm), obtenidos a través de cálculos realizados usando Leksell GammaPlan v. 8.0 y mediciones usando dosimetría film (Kodak EDR2/Eastman Kodak Company) con un fantoma esférico de poliestireno de 16 cm de diámetro en la unidad GKL4C y en la unidad GK Perfexion. Este trabajo compara las características dosimétricas del modelo 4C y el Perfexion.

Tabla 3-1. Valores de FWHM para perfiles de dosis centrados en el isocentro usando un colimador de 4mm.

Perfiles	FWHM (cm)					
	En Este trabajo / EGSnrc C++	Duftschmid et al (1996) (54)		Xiaowei et al (1999) (17)	Novotny et al (2008) (13)	
		Film (1)	Diodo	EGS4	Film (2)	Leksell Gamma Plan v. 8.0
Eje x	0,51	0,53	0,54	0,56	0,61	0,61
Eje z	0,48	0,45	0,50	0,47	0,46	0,48

3.2.2 Espectro de energía en el isocentro del fantoma antropomórfico

A través de simulaciones Monte Carlo EGSnrc C++ se obtuvieron espectros de fluencia de fotones dentro del fantoma Norma en puntos muy específicos como el punto 2 (isocentro), punto 4 (cuello), punto 16 (mediastino), punto 7 (pulmón), punto 11 (pelvis) y punto 13 (pierna). La gráfica 3-2 muestra el resultado obtenido para el espectro en el isocentro del tratamiento.

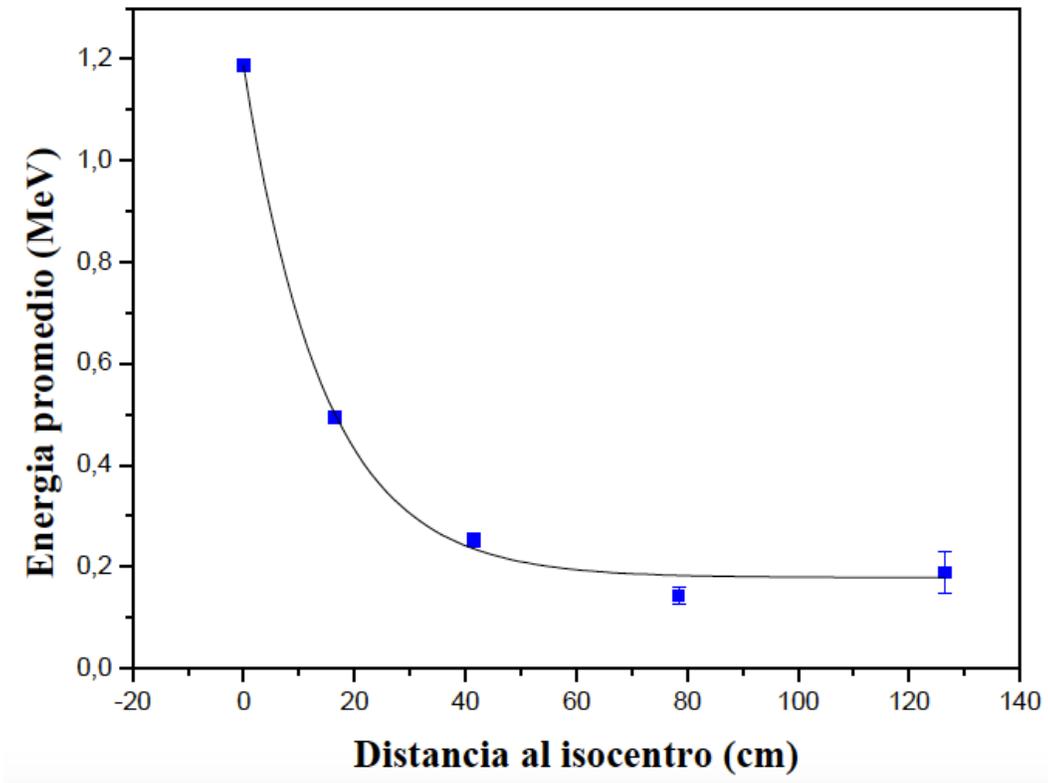


Gráfica 3-2. Espectro de fluencia de fotones simulado en el punto 2 (isocentro) del fantoma Norma.

3.2.3 Distribución de dosis relativa al isocentro a lo largo del fantoma antropomórfico

La distribución de dosis relativa al isocentro calculada con los datos MC se comparó con la de los TLDs; para ello se necesita la energía promedio en cada punto del fantoma antropomórfico, de manera que permita corregir la respuesta en energía de los cristales.

Los resultados obtenidos de energía promedio en función de la distancia al isocentro se muestran en la gráfica 3-3.



Gráfica 3-3. Energía promedio en MeV de los espectros de fluencia de fotones en función de la distancia al isocentro en cm. La línea negra corresponde al ajuste exponencial de estos datos; la ecuación del ajuste es: $E_p = A_1 \cdot e^{\left(\frac{-x}{t_1}\right)} + E_0$, donde $A_1 = 1.01 \pm 0.02$, $t_1 = 14.4 \pm 0.9$ y $E_0 = 0.18 \pm 0.02$.

A través de la ecuación obtenida con el ajuste exponencial, se calculó la energía promedio en todos los puntos del fantoma Norma (ver tabla 3-2).

Tabla 3-2. Energía promedio obtenida a partir de la ecuación del ajuste exponencial de la gráfica 3-3.

Punto	Ubicación	Distancia al isocentro (cm)	Ep (keV)
3	Cabeza	8	757,86 ± 0,03
1		9	719,08 ± 0,03
4	Cuello	16,5	500,02 ± 0,03
5 y 6	Mamas	31	296,26 ± 0,03
7, 8 y 16	Pulmones - Mediastino	41,5	235,42 ± 0,02
9	Tórax	51,5	206,99 ± 0,02
10	Pelvis 1	70,5	186,17 ± 0,02
11	Pelvis 2	78,5	182,93 ± 0,02
12	Pelvis 3	88,5	180,74 ± 0,02
15	Piel	91,5	180,33 ± 0,02
13 y 14	Piernas	126,5	178,71 ± 0,02

Los datos de la tabla 3-2 para la energía promedio en todos los puntos del fantoma Norma se implementaron en la ecuación $R(E) = \{1 - \exp[-\alpha_1(E - E_1)]\} \left[1 + \frac{\alpha_2}{(E - E_2)^3}\right]$ que fue tomada de (44); la cual describe la variación de la respuesta de los TLDs con la energía y utiliza diferentes parámetros dependiendo del tipo de detector, ya sea de LiF:Mg,Ti ó LiF:Mg,Cu,P como se puede observar en la tabla 3-3.

Tabla 3-3. Parámetros usados en la ecuación de variación de la respuesta de los TLDs con la energía para diferentes tipos de detector. Tabla tomada de (44).

Tipo de detector	Parámetros			
	$\alpha_1 (eV^{-1})$	$E_1 (keV)$	$\alpha_2 (x10^8 eV^{-3})$	$E_2 (keV)$
LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H)	4,50	-3,89	78,4	-78,5
LiF:Mg,Ti (TLD-100 – TLD-700)	10,90	-4,32	35,0	-66,7

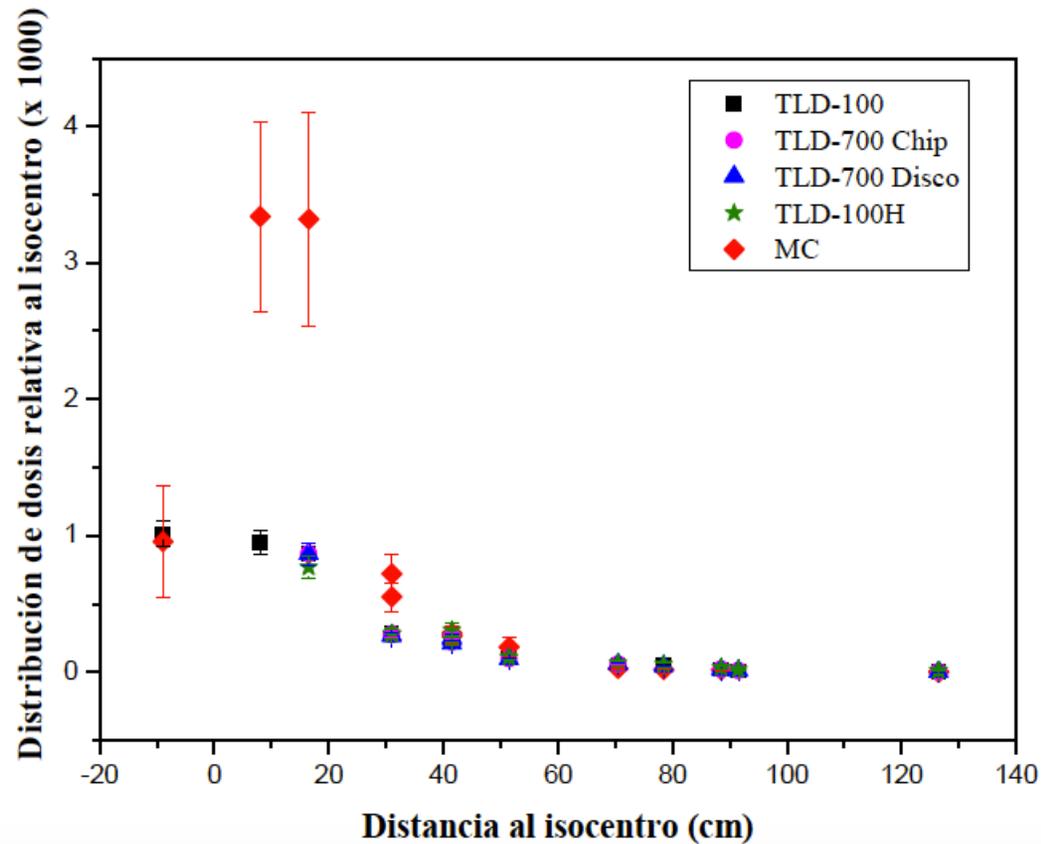
Los factores de corrección por respuesta energética obtenidos se han tabulado en la tabla 3-4.

Tabla 3-4. Factores de corrección por energía para cada tipo de TLD usado en los diferentes puntos ubicados en el fantoma Norma.

Punto	Ubicación	Factor de corrección por energía, F_E	
		TLD-100 / TLD-700	TLD-100H
3	Cabeza	0,994 ± 0,012*	-*
1		0,993 ± 0,013*	-*
4	Cuello	0,985 ± 0,024	1,072 ± 0,056
5 y 6	Mamas	0,968 ± 0,041	1,175 ± 0,117
7, 8 y 16	Pulmones - Mediastino	0,958 ± 0,044	1,210 ± 0,169
9	Tórax	0,949 ± 0,045	1,220 ± 0,223
10	Pelvis 1	0,940 ± 0,048	1,223 ± 0,288
11	Pelvis 2	0,938 ± 0,049	1,222 ± 0,301
12	Pelvis 3	0,937 ± 0,049	1,222 ± 0,310
15	Piel	0,937 ± 0,049	1,222 ± 0,312
13 y 14	Piernas	0,936 ± 0,050	1,222 ± 0,319

**Los valores del factor de corrección por energía en cabeza solo fueron aplicados a los TLD-100 dado que los otros tipos de TLDs no fueron usados en estas ubicaciones.*

En la gráfica 3-4 se muestra la distribución de dosis relativa al isocentro calculada con MC y medida con los diferentes TLDs.



Gráfica 3-4. Distribución de dosis relativa al isocentro calculada con MC y medida con TLD-100, TLD-100H y TLDs-700 formatos chip y disco. Los cuadrados de color negro son los valores obtenidos por los TLD-100; el círculo fucsia y triángulo azul corresponden respectivamente a los valores obtenidos por TLD-700 formato chip y disco; la estrella verde corresponde a los valores obtenidos por TLD-100H y el rombo rojo representa los valores obtenidos por MC.

* Este cociente está multiplicado por 1000.

**Debido a que los TLDs 700 y 100H no fueron posicionados en el isocentro para evitar posibles daños al exceder su límites dosis, éstos fueron normalizados con la dosis del isocentro obtenida por TLD-100.

3.2.4 Dosis absorbida en puntos del fantoma antropomórfico

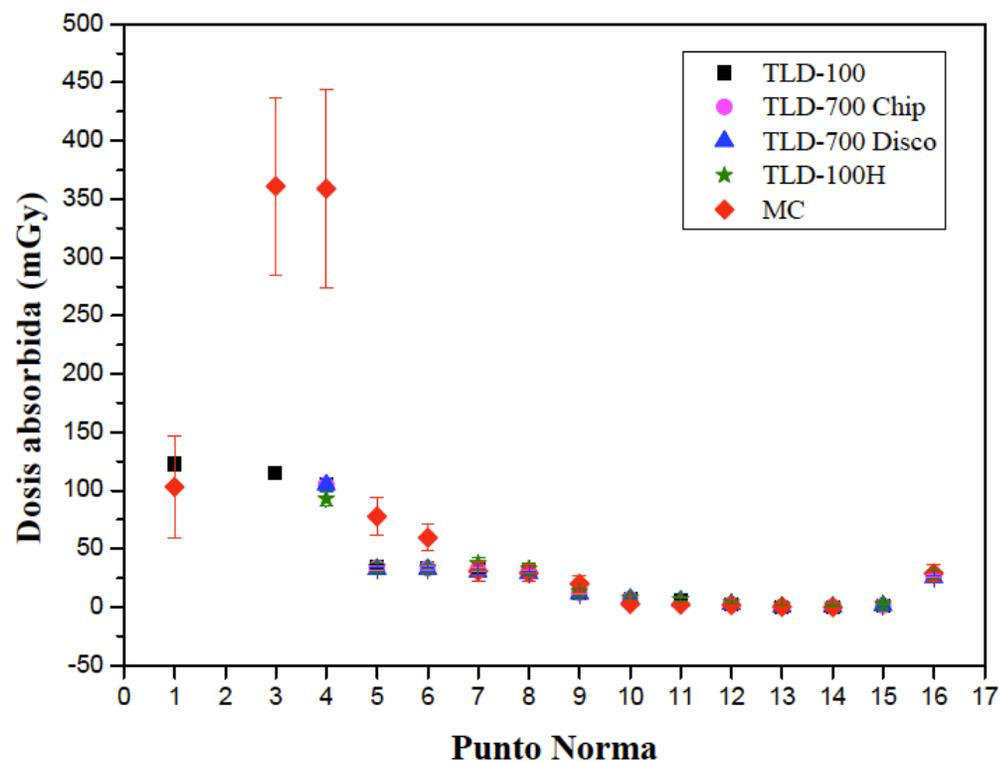
A continuación, en la tabla 3-5 se muestran los valores de dosis absorbida obtenidos a partir de la calibración del modelo MC y los correspondientes a mediciones con distintos TLDs.

Tabla 3-5. Dosis absorbida en mGy obtenida de la calibración del modelo MC y su respectiva comparación con los valores obtenidos por los TLD-100, TLD-100H, TLD-700 formato chip y disco.

Ubicación en Norma	Distancia al isocentro (cm)	Dosis (mGy)									
		MC		TLD-100		TLD-700 Chip		TLD-700 Disco		TLD-100H	
1. Cabeza	-9,0	103,3	± 43,8	123,1	± 5,8	-	-	-	-	-	-
2. Isocentro	0,0	108100,0	± 3911,0	121120,6	± 10283,9	-	-	-	-	-	-
3. Cabeza	8,0	361,1	± 76,0	115,2	± 4,4	-	-	-	-	-	-
4. Cuello	16,5	359,0	± 85,0	105,0	± 4,5	105,1	± 4,4	104,9	± 4,8	93,0	± 6,3
5. Mama Der.	31,0	77,9	± 16,1	34,8	± 1,9	34,0	± 1,8	32,3	± 1,8	34,3	± 3,7
6. Mama Izq.	31,0	59,6	± 11,5	33,4	± 2,1	33,4	± 1,8	32,5	± 1,8	33,6	± 3,6
7. Pulmón Der.	41,5	30,8	± 8,6	31,9	± 1,8	32,4	± 1,8	30,4	± 1,8	37,5	± 5,5
16. Mediastino	41,5	28,9	± 7,3	26,5	± 1,5	26,9	± 1,5	25,5	± 1,5	28,2	± 4,1
8. Pulmón Izq.	41,5	29,4	± 7,1	30,4	± 1,7	30,0	± 1,7	29,2	± 1,7	32,8	± 4,8
9. Tórax	51,5	20,1	± 7,4	12,1	± 0,7	11,9	± 0,7	11,6	± 0,7	13,4	± 2,5
10. Pelvis 1	70,5	2,9	± 0,3	6,9	± 0,4	7,2	± 0,4	7,0	± 0,4	8,1	± 1,9
11. Pelvis 2	78,5	2,0	± 0,3	5,8	± 0,4	-	-	5,5	± 0,3	6,6	± 1,6
12. Pelvis 3	88,5	1,7	± 0,3	2,6	± 0,2	2,5	± 0,2	2,4	± 0,3	4,0	± 1,1
15. Pelvis (Piel)	91,5	-	-	1,4	± 0,1	1,3	± 0,1	1,3	± 0,1	2,4	± 0,6
13. Pierna Der.	126,5	0,2	± 0,1	0,37	± 0,02	0,32	± 0,03	0,35	± 0,02	1,5	± 0,5
14. Pierna Izq.	126,5	0,09	± 0,04	0,36	± 0,02	0,31	± 0,03	0,35	± 0,05	1,3	± 0,4

Las columnas asignadas a los valores obtenidos con TLDs-700 y TLD-100H que aparecen en blanco en la tabla 3-5, son debido a que estos no fueron posicionados en zonas de alto gradiente (cabeza) para evitar posibles daños al exceder su límite de dosis.

La gráfica 3-5 muestra los valores de dosis absorbida obtenidos a partir de la calibración del modelo MC y los correspondientes a mediciones con distintos TLDs en los diferentes puntos del fantoma Norma.



Gráfica 3-5. Dosis absorbida correspondiente a cada punto del fantoma Norma, obtenida con MC, TLD-100, TLD-100H y TLDs-700 formatos chip y disco. Los cuadrados de color negro son los valores obtenidos por los TLD-100; el círculo fucsia y triángulo azul corresponden respectivamente a los valores obtenidos por TLD-700 formato chip y disco; la estrella verde corresponde a los valores obtenidos por TLD-100H y el rombo rojo representa los valores obtenidos por MC.

3.2.4.1 Estimación del riesgo de cáncer secundario

La tabla 3-6 muestra el riesgo de incidencia de cáncer secundario (%) asociado a tratamientos con GKL4C en hombres y mujeres expuestos a radiación a la edad de 50 años.

Tabla 3-6. Riesgo de incidencia de cáncer secundario (%) asociado a tratamientos con GKL4C en hombres y mujeres expuestos a radiación a la edad de 50 años. Las estimaciones de riesgo fueron hechas de acuerdo a la dosis a órgano calculada con los datos (tabla 3-5) obtenidos por las mediciones con TLD-100 (*tabla izquierda*) y con los datos MC (*tabla derecha*) para el fantoma antropomórfico Norma y considerando los coeficientes de riesgo tabulados en BEIR VII (55).

TLD-100*				MC**			
Sitio del cáncer	D (mGy)	Riesgo de cáncer (%)		Sitio del cáncer	D (mGy)	Riesgo de cáncer (%)	
		Hombres	Mujeres			Hombres	Mujeres
Tiroides	105,0	0,001	0,004	Tiroides	359,0	0,004	0,01
Esófago	47,9	0,01	0,02	Esófago	136,0	0,03	0,04
Pulmón	31,2	0,03	0,07	Pulmón	30,1	0,03	0,07
Mamas	23,2	-	0,02	Mamas	68,8	-	0,05
Estómago	14,8	0,004	0,005	Estómago	17,0	0,004	0,01
Hígado	12,8	0,002	0,001	Hígado	13,5	0,003	0,001
Colon	4,2	0,005	0,003	Colon	1,9	0,002	0,001
Vejiga urinaria	6,9	0,005	0,005	Vejiga urinaria	2,9	0,002	0,002
Ovario	4,2	-	0,001	Ovario	1,9	-	0,0005
Piel	1,4	0,002	0,002	Piel	-	-	-
Medula ósea	5,4	0,005	0,003	Medula ósea	10,9	0,01	0,01

*El riesgo de cáncer total estimado con la dosis a órgano calculada con mediciones de TLD-100 es 0.1% en hombres y 0.1% en mujeres.

**El riesgo de cáncer total estimado con la dosis a órgano calculada con datos MC es 0.1% en hombres y 0.2% en mujeres.

4 Discusión

4.1 Geometría y definición de fuente de partículas del modelo MC

La diversidad de geometrías elementales o compuestas que ofrece el paquete de geometría de propósito general de las librerías de clases EGSnrc C++ egspp fue adecuado y facilitó enormemente la realización del modelo GKL4C; esto dado la complejidad de la geometría del modelo y el detalle con que se realizaron las piezas que componen el sistema de colimación. Adicionalmente, las múltiples opciones para la definición de fuentes de partículas que proveen las librerías, posibilitó la generación del arreglo de 201 fuentes de Co-60 en el modelo GKL4C.

4.2 Perfiles de dosis

Los resultados obtenidos para los perfiles de dosis en los ejes x (lateral) y z (cráneo-caudal) con el colimador de 4mm, mostraron una buena concordancia con las medidas experimentales de films, diodos y simulaciones MC con EGS4, especialmente en el eje z. Las diferencias entre los FWHM calculados en este trabajo y los reportados en la literatura son del orden de unas décimas de milímetros (lo que está dentro de la incertidumbre de cualquiera de los sistemas de medida empleados).

Existen algunas diferencias en regiones de baja dosis tanto en este trabajo como en otros que reportan perfiles realizados con el colimador de 4mm. En nuestro caso se observan diferencias relativamente grandes bajo el nivel de dosis relativa del 0.6 en el eje x, esto posiblemente es debido a la dependencia angular existente entre este eje y la posición exacta de las fuentes en la máquina.

En las simulaciones realizadas para la obtención de los perfiles, el volumen de scoring escogido, por ejemplo para el perfil en el eje x, fue de $0.05 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ y la distancia entre la toma de una y otra medida a lo largo del eje fue de 0.05 cm. Esto es debido a la necesidad de optimizar el tiempo de cálculo en cada simulación del punto que compone ese perfil. Para obtener un perfil más preciso se debería aumentar la frecuencia de muestreo y reducir el volumen de scoring.

4.3 Espectros de energía

El cálculo de la energía promedio de los espectros obtenidos por simulaciones MC permitió la aplicación de un factor de corrección por energía a las dosis obtenidas experimentalmente por los TLDs en cada punto de interés del fantoma Norma. Con lo anterior también se logró evidenciar la disminución de la energía promedio de los espectros a medida que los puntos del fantoma Norma (52) se alejan del isocentro, lo cual está acorde a lo esperado.

El espectro obtenido en el isocentro con la simulación MC corresponde al de una fuente de Co-60 lo que puede ser considerado como otro parámetro para validar el modelo MC desarrollado.

4.4 Distribuciones de dosis relativas al isocentro

Los resultados de las distribuciones de dosis relativas en función de la distancia al isocentro tanto para TLDs como para MC (ver gráfica 3-4), mostraron que la dosis absorbida disminuye cuando aumenta la distancia al isocentro.

No se ha podido esclarecer la causa de la discrepancia entre la distribución de dosis relativa entre MC y las medidas con TLDs. Sólo hay argumentos que apuntarían a que diferencias entre la posición modelada y la medida podrían afectar a la dosis ya que se trata de una zona a unos pocos centímetros del borde del campo de tratamiento. De hecho, la dosis en los puntos 1, 3 y 4 junto con el isocentro, están calculadas con un menor volumen de scoring para tratar de evitar problemas de gradiente al interior del volumen de cálculo. El TLD tiene un volumen de 9.1 mm³ superior al del scoring de 0.5 mm³ empleado en MC; de manera que una diferencia de 2mm entre el posicionamiento del TLD y el volumen de scoring haría que ambos sistemas estuvieran registrando la dosis de dos puntos distintos (ver figura 3.1.4-3). Cabe destacar que, si bien se ha simulado con MC la posición central del orificio donde se albergan los TLDs, éste tiene un diámetro de 5mm donde los TLDs pueden colocarse. Sin embargo, dado que los distintos tipos de TLDs registraron dosis muy similares entre sí en esos puntos, es que parece difícil que esa sea la razón. En cualquier caso, en puntos alejados del isocentro, donde la diferencia de posicionamiento no sería relevante, se obtuvo una total congruencia.

Este modelo MC de la unidad GKL4C utiliza las 201 fuentes de Co-60 abiertas, por lo que se conoce cuál es la contribución que realiza cada haz a la dosis en el isocentro y periferia del tratamiento. Lo anterior, permite que este modelo se pueda generalizar a todos los posibles tratamientos con GK en adultos, debido a que es posible cerrar o tapar los canales de colimación de cualquier fuente de Co-60 para generar la distribución de dosis que pueda requerir un tratamiento específico. Por lo tanto, la dosis en el isocentro obtenida con el planificador y la simulación MC en el fantoma con la distribución de fuentes de un

tratamiento concreto, nos permite obtener en cualquier caso el factor de calibración del modelo MC.

4.5 Dosis absorbida en puntos del fantoma antropomórfico

La grafica 3.2.4-1 muestra que la dosis MC calibrada y la de los TLDs disminuye a medida que los puntos del fantoma Norma se hacen más periféricos.

De acuerdo a la figura 2-9 que muestra las curvas de isodosis del plan de tratamiento en Norma, el planificador ignora la presencia de aire al asumir que todo es agua. Por lo tanto, puede infraestimar la dosis entregada al isocentro, en cuanto que asume una mayor atenuación del haz antes de alcanzar este punto. Esto podría explicar que los TLDs estén midiendo tanto más que lo reportado por el planificador, tal como se muestra en la tabla 3-5. De acuerdo a esto, también podría ser que la dosis utilizada para calibración del MC no sea la más adecuada, dado que lo ideal habría sido simular, planificar y medir sobre un maniquí sólido y homogéneo.

4.6 Dosis periférica

La obtención de dosis en la periferia del GK a través de simulaciones MC, implica el uso de varias estrategias para la disminución del tiempo de cómputo. Entre ellas están la optimización del número de historias, la cual está relacionada con una buena escogencia de geometría para la obtención de resultados en la periferia. Sin embargo, cuando éstas no son suficientes, es necesario el uso de técnicas de reducción de varianza, las cuales pueden obviar, simplificar o tener en cuenta procesos físicos que reducen considerablemente el tiempo de simulación. Los códigos de usuario `egs_chamber` y `cavity` empleados en este trabajo permitieron implementar dos técnicas: separación de fotones (“*photon splitting*”) y Ruleta Rusa o (“*Russian Roulette*”); además de adicionar el rechazo del alcance (“*range rejection*”) y energías de corte (“*Energy cut-off*”). Todas las anteriores, hicieron que el tiempo de cómputo disminuyera considerablemente y permitieron obtener resultados relevantes.

4.7 Estimación del riesgo de cáncer secundario

Se estimó el riesgo de cáncer secundario en porcentaje para hombres y mujeres de 50 años expuestos a radiación (ver tabla 3-6), usando los coeficientes de riesgo tabulados en BEIR VII (55) y las dosis a órgano calculadas con los datos de la tabla 3-5 para el modelo MC y los TLDs. Para el caso de la estimación de riesgo calculada con la dosis a órgano obtenida por

mediciones con TLD-100; los órganos con más altos porcentajes de riesgo de cáncer son esófago y pulmón para hombres; y esófago, pulmón y mamas para mujeres. Además, se obtuvo el riesgo total, en hombres es del 0.1% y en mujeres del 0.1%. Finalmente, para el caso de la estimación de riesgo calculada con la dosis a órgano obtenida por datos MC; los órganos con más altos porcentajes de riesgo de cáncer son esófago, pulmón y médula ósea para hombres; y tiroides, esófago, pulmón, mamas, estómago y medula ósea para mujeres. Se obtuvo también el riesgo total, en hombres que fue del 0.1% y en mujeres del 0.2%.

Por lo tanto, es necesario considerar que los beneficios del tratamiento con GKL4C superen claramente los riesgos; especialmente en pacientes niños por la cercanía de estos al blanco de tratamiento, mujeres embarazadas por la susceptibilidad que tiene el feto a desarrollar algún defecto congénito debido a la radiación ionizante (26); además de tomar en consideración el hecho de que estos pacientes tienen mayor expectativa de vida, al igual que los tratados por tumores benignos, enfermedades vasculares y funcionales las cuales no están relacionadas con un cáncer.

5 Conclusiones

Se realizó un modelo MC de la unidad GKL4C generalizado a cualquier tipo de tratamiento en adultos, con el uso exclusivo de librerías de clases EGSnrc C++ egspp, el cual fue validado a través de parámetros dosimétricos como perfiles de dosis centrados en el isocentro del fantoma esférico (Elekta ABS), cálculos de FWHM y espectros obtenidos en el isocentro del fantoma antropomórfico Norma. Además, fue calibrado a dosis usando un factor multiplicativo que permitió convertir y hacer comparables las dosis obtenidas por simulación MC con las medidas por los TLD-100, TLD-700 y TLD-100H en la mayoría de los puntos de interés ubicados a lo largo del fantoma Norma. Por lo tanto, es la primera vez que se realiza un modelo completo MC de la geometría de irradiación con GKL4C para la estimación de dosis periférica.

Los espectros y cálculos de energía promedio en los diferentes puntos de interés del fantoma Norma permitieron evidenciar la disminución de la energía promedio del espectro a medida que los puntos se hacen más periféricos. Lo cual permitió añadir factores de corrección por energía al cálculo de dosis absorbida obtenida por los diferentes tipos de TLDs ubicados en el interior del fantoma. Además, el espectro obtenido en el isocentro, el análisis de los perfiles de dosis y los cálculos de FWHM son evidencia de que los resultados obtenidos están acordes a lo esperado y permiten ser parámetros para validar el modelo MC de la máquina.

Las dosis obtenidas por simulaciones MC en el fantoma Norma ratificaron la importancia que tiene la elección de un volumen de scoring adecuado, tanto en zonas de alto gradiente cercanas al isocentro como en puntos periféricos. Las diferencias encontradas en puntos relativamente cercanos al campo de tratamiento podrían ser solventadas en un trabajo futuro mediante el uso de técnicas de reducción de varianza que permitan tiempos de cómputo mucho menores en las simulaciones; al usar una mayor cantidad de historias y/o la implementación de procesadores (clúster) con más alto rendimiento en cuanto a capacidad de cálculo; de modo que se pueda, cada vez más, optimizar el modelo y realizar en tiempos de cómputo razonables, distintas pruebas que muestren con mayor detalle el porqué de las discrepancias y quizá de esta forma, mejorar del modelo MC. Adicionalmente, trabajos futuros de dosis periférica en pacientes adolescentes o niños se pueden realizar fácilmente usando este modelo MC de la unidad GKL4C.

Para tratamientos en pacientes niños, adolescentes, mujeres embarazadas o de tumores benignos, casos en donde puede existir una mayor sensibilidad a la radiación ionizante y/o existir una mayor expectativa de vida, el cálculo de dosis periférica, así como su impacto en la probabilidad de desarrollar un cáncer secundario deberían ser tenidos en consideración.

6 Bibliografía

1. Ganz JC. Gamma Knife Neurosurgery. Vienna: Springer Vienna; 2011. 382 p.
2. Bartkowiak D, Humble N, Suhr P. Second cancer after radiotherapy, 1981-2007. *Radiother Oncol.* 2012;105(1):122–6.
3. Howell RM, Scarboro SB, Kry SF. Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol.* 2010;55(23):6999–7008.
4. Sánchez-Nieto B, El-far R, Irazola L, Romero-Expósito M, Lagares JI, Mateo JC, et al. Analytical model for photon peripheral dose estimation in radiotherapy treatments. *Biomed Phys Eng Express.* 2015;1(4):045205.
5. Sánchez-Doblado F, Domingo C, Gómez F, Sánchez-Nieto B, Muñoz JL, García-Fusté MJ, et al. Estimation of neutron-equivalent dose in organs of patients undergoing radiotherapy by the use of a novel online digital detector. *Phys Med Biol.* 2012;57(19):6167–91.
6. Chin LS. Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery. Chin LS, Regine WF, editors. New York, NY; 2008.
7. Dimitrios F. Handbook of Research on Trends in the Diagnosis and Treatment of Chronic Conditions. Medical Information Science Reference; 2016. 659 p.
8. National Center for Pituitary Tumors [Internet]. Gamma Knife Radiosurgery; [about 1 screen]. Available from: <http://www.ipofisi.com/gamma-knife-radiosurgery/?lang=en>
9. Department of Neurosurgery at NYU Langone Health [Internet]. New York: NYU Langone Health; c2018. Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery for Brain Tumors; [about 1 screen]. Available from: <http://www.med.nyu.edu/neurosurgery/physicians/a-z-technologies-guide/gamma-knife-stereotactic-radiosurgery-brain-tumors>
10. Cheung JYC, Yu KN. Rotating and static sources for gamma knife radiosurgery systems: Monte Carlo studies. *Med Phys.* 2006;33(7):2500–5.
11. Kraus Back and Neck Institute [Internet]. Gamma Knife Model C; [about 1 screen]. Available from: <http://www.lowback-pain.com/gammaknife.htm>
12. Xiong W, Huang D, Lee L, Feng J, Morris K. Implementation of Monte Carlo simulations for the Gamma Knife system. *J Phys.* 2007;1–10.
13. Novotny J, Bhatnagar JP, Niranjana A, Quader M a, Huq MS, Bednarz G, et al. Dosimetric comparison of the Leksell Gamma Knife Perfexion and 4C. *J Neurosurg.* 2008;109 Suppl(December):8–14.
14. Elekta [Internet]. Leksell Gamma Knife Perfexion; [about 1 screen]. Available from: <https://www.elekta.com/radiosurgery/leksell-gamma-knife-perfexion.html#gallery>
15. Rosenberg I. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. *Br J Cancer.* 2008;98:1020.
16. HyperPhysics [Internet]. Atlanta: Georgia State University. Cobalt-60; [about 1 screen]. Available from: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Nuclear/betaex.html>
17. Xiaowei L, Chunxiang Z. Simulation of dose distribution irradiation by the Leksell Gamma Unit. *Phys Med Biol.* 1999;44(2):441–5.
18. Al-Dweri, Feras M O Lallena AM. A simplified model of the source channel of the

- Leksell Gamma Knife: testing multisource configurations with Penelope. *Phys Med Biol.* 2004;49(15):3441–53.
19. Moskvina V, DesRosiers C, Papiez L, Timmerman R, Randall M, DesRosiers P. Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife: I. Source modelling and calculations in homogeneous media. *Phys Med Biol.* 2002;47(12):1995–2011.
 20. Elekta [Internet]. MR-Indicator; [about 1 screen]. Available from: <http://ecatalog.elekta.com/neuroscience/stereotactic-neurosurgery/products/19205/20366/22328/20231/stereotactic-neurosurgery/leksell-g-frame-and-arc-accessories/mr/mr-indicator.aspx>
 21. Neurosurgical Medical Clinic [Internet]. Frame Placement; [about 1 screen]. Available from: <http://www.sd-neurosurgeon.com/practice-gamma-knife.php>
 22. Elekta Instrument AB. Leksell GammaPlan Online Reference Manual. 2009.
 23. Schlesinger DJ, Yen CP, Lindquist C, Steiner L. Gamma Knife: Technical Aspects. *Textb Stereotact Funct Neurosurg.* 2009;Part 5:897–928.
 24. Zytovicz a, Daftari I, Phillips TL, Chuang CF, Verhey L, Petti PL. Peripheral dose in ocular treatments with CyberKnife and Gamma Knife radiosurgery compared to proton radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2007;52:5957–71.
 25. Di Betta E, Fariselli L, Bergantin A, Locatelli F, Del Vecchio A, Broggi S, et al. Evaluation of the peripheral dose in stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatments. *Med Phys.* 2010;37(7):3587–94.
 26. Ioffe V, Hudes RS, Shepard D, Simard JM, Chin LS, Yu C. Fetal and ovarian radiation dose in patients undergoing gamma knife radiosurgery. *Surg Neurol.* 2002;58(1):32–41; discussion 41.
 27. Miljanić S, Hršak H, Knežević Ž, Majer M, Heinrich Z. Peripheral doses in children undergoing Gamma Knife radiosurgery and second cancer risk. *Radiat Meas.* 2013;55:38–42.
 28. Cobos A. Dosis periférica en radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y su implicancia en protección radiológica [tesis]. Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo; 2011.
 29. Berk H, Lerner J, Spaulding C, Agarwal S, Scott M. Extracranial Absorbed Dose with Gamma Knife Radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg.* 1993;61:164–72.
 30. Hasanzadeh H, Sharafi A, Allah Verdi M, Nikoofar A. Assessment of absorbed dose to thyroid, parotid and ovaries in patients undergoing Gamma Knife radiosurgery. *Phys Med Biol.* 2006;51(17):4375–83.
 31. Novotny J, Hobzová L, Simonová G. Transportation Dose and Doses to Extracranial Sites during Stereotactic Radiosurgery with the Leksell Gamma Knife. *Stereotact Funct Neurosurg.* 1996;170–83.
 32. Castillo M G. Simulación de la eficiencia de un detector coaxial de HpGe con el sistema EGSnrc [tesis]. Guatemala: Universidad de San Carlos; 2006.
 33. Seco J, Fragoso M. Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy. 2013.
 34. Rojas L. El método Monte Carlo en dosimetría y otras aplicaciones. *Contacto Nucl.* 2005;39:14–9.
 35. Rojas L. Aplicaciones de la simulación Monte Carlo en dosimetría y problemas de

- física médica. Contrib del Inst Nac Investig Nucl al Av la Cienc y la Tecnol en México. 2010;89–105.
36. Kawrakow I. egsp: the EGSnrc C++ class library. NRCC Rep PIRS-899. 2005;(April 2005):1–54.
 37. Kawrakow I, Rogers D. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NRCC Rep PIRS-701. 2000;2001–15.
 38. Campos LT, De Almeida CEV. Monte Carlo dosimetry of the ^{60}Co BEBIG high dose rate for brachytherapy. PLoS One. 2015;10(9):1–9.
 39. Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Tessier F, Walters BRB. The EGSnrc C++ class library [Internet]. NRC Report PIRS-898 (Rev. A). 2009. Available from: <http://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs898/index.html>
 40. Bos AJJ. Theory of thermoluminescence. Radiat Meas. 2006;41(SUPPL. 1):45–56.
 41. Lombardi MH. Radiation Safety in Nuclear Medicine. 2007.
 42. Mayles P, Nahum a., Rosenwald JC, Papanikolaou N. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. Vol. 35, Medical Physics. 2008. p. 4281.
 43. Furetta C. Handbook of Thermoluminescence. 2003.
 44. Duggan L, Hood C, Warren-Forward H, Haque M, Kron T. Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. Phys Med Biol. 2004;49(17):3831–45.
 45. Miljanic S, Ranogajec-Komor M, Vekic B. Main dosimetric characteristics of some tissue-equivalent TL detectors. Radiat Prot Dosimetry. 2002;100(1–4):437–42.
 46. Moscovitch M. Personnel dosimetry using LiF:Mg,Cu,P. Radiat Prot Dosimetry. 1999;85(1–4):49–56.
 47. Moscovitch M, Horowitz YS. Thermoluminescent materials for medical applications: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P. Radiat Meas. 2006;41(SUPPL. 1):71–7.
 48. Zhang P, Dean D, Wu JQ. Fast verification of Gamma Knife treatment plans. J Appl Med Phys. 2000;1(4):158–64.
 49. Morales C. Thermoluminescent dosimetry at high dose: clinical and industrial applications [thesis]. Heidelberg University, Pontificia Universidad Católica de Chile; 2015.
 50. Romano F, Sabini MG, Cuttone G, Russo G, Mongelli V, Foroni R. Geant4-based Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife. IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec. 2007;4:2581–6.
 51. Delgado Rodríguez JM, García Romero A, García Vicente F. Volumen 4. Radioterapia Externa II: Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. Fundamentos de Física Médica. 2013. 516 p.
 52. Scarboro SB, Followill DS, Howell RM, Kry SF. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. Med Phys. 2011;38(5):2619.
 53. Muench PJ, Meigooni a S, Nath R, McLaughlin WL. Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. Med Phys. 2014;18(4):769–75.
 54. Duftschmid KE, Kindl B, Obenaus P. Precision Dosimetry in Narrow Collimated Radiation Beams of the Leksell Gamma Knife. Radiat Prot Dosimetry. 1996;66((1-

- 4):295–8.
55. Council NR. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. BEIRVII , Phase 2. 2006. 424 p.