



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA

**DETERMINACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS PARA
IRRADIACIÓN TOTAL DE PIEL CON UN HAZ DE ELECTRONES DE 6 MeV
IMPARTIDO CON TÉCNICA ROTATORIA PARA TRATAR MICOSIS
FUNGOIDE MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO**

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
JESÚS EMMANUEL MORALES NOLASCO

TUTORA PRINCIPAL
M. EN C. FLOR PEREGRINA HERRERA MARTÍNEZ
UNIDAD DE RADIOTERAPIA-INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES-UNAM

DR. JOSÉ MANUEL LARRAGA GUTIÉRREZ
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGIA

DRA. DIANA VANESA TOLEDANO CUEVAS
INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD.MX., FEBRERO 2024



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Graduación con trabajo escrito)**

De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la Institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado:

Determinación de las distribuciones de dosis para irradiación total de piel con un haz de electrones de 6 MeV impartido con técnica rotatoria para tratar micosis fungoide mediante simulación Monte Carlo

que presenté para obtener el grado de -----Maestria ----- es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi programa de posgrado, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de graduación.

Atentamente

Jesús Emmanuel Morales Nolasco-311096888

(Nombre, firma y Número de cuenta de la persona alumna)

Agradecimientos institucionales

A la unidad de radioterapia y departamento de biofísica del Instituto Nacional de Cancerología, por facilitar sus instalaciones y equipo para el desarrollo de este proyecto.

Al Consejo Nacional Ciencia y Tecnología por la beca otorgada para la realización de estudios de posgrado.

A TOPAS MC Inc. y a sus autores Perl, Joseph et al por facilitar el acceso y descarga del software TOPAS de manera gratuita a estudiantes, permitiendo el desarrollo de este proyecto.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por la oportunidad de pertenecer al programa de Posgrado en Ciencias Físicas (Física Médica) y con esto concretar la meta de mi vida.

Agradecimientos

- A la M. en C. Flor Peregrina Herrera Martínez, por la oportunidad de trabajar en este proyecto, la paciencia y disposición para recibirme en el Instituto Nacional de Cancerología.
- A los integrantes del comité tutor, la Dra. Isabel Gamboa de Buen y el Dr. José Manuel Lárraga Gutiérrez por sus comentarios y retroalimentación al presente trabajo.
- A los integrantes del sínodo calificador: Dr. Carlos Villarreal Luján, M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna, Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre y M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo por sus revisiones y valiosos comentarios que enriquecieron este trabajo.
- Al M. en C. Eduardo López Pineda por sus comentarios de apoyo y por alentarme a no rendirme en este proceso
- A la Dra. María Ester Brandan Siqués por estar al pendiente de mi avance, por alentarme a continuar y anteponerme a las diferentes circunstancias.
- Al personal del Posgrado en Ciencias Físicas, al Dr. Alberto Güijosa, la Dra. Karla Paola García Pelagio, Martha Tinoco y a la Ing. Jazmín Acosta por siempre estar disponibles para responder mis inquietudes y apoyarme en todo momento.
- A los profesores que componen a la Maestría en Ciencias (Física Médica) por su gran profesionalismo y devoción al compartir sus conocimientos con las nuevas generaciones.
- A los profesores Dr. Luis Alberto Medina, M. en C. Eduardo López Pineda y al Fís. Miguel Pérez Pastenes por introducirme al mundo de la Física Médica durante mis estudios de licenciatura.

Agradecimientos personales

A las personas más importantes de mi vida, que me criaron y me condujeron por la vida para ser un hombre de bien, mis hermosos padres, **Elmer Jesús Morales García y Norma Nolasco Vázquez**. Nunca terminaré de agradecerles o retribuirles, aunque sea un poco de lo mucho que han hecho por mí. No olvidaré la emoción de ambos el día que les comuniqué de mi aceptación a este gran programa de posgrado, simplemente desbordaron de felicidad. En el actual presente desearía poder entregarle a papá tanto el título como el grado, pero el partió un 11 de agosto de 2021 a causa de una enfermedad, dejando un vacío enorme en nuestras vidas. Hoy, continuo con el legado que dejaste en mí, honrando tu memoria y todo lo que hiciste por nosotros. Me quedaré con las ganas de retribuirte y agradecerte, ya que éste gran logro no hubiera sido posible sin tu amor y sin tu valioso apoyo que sigo teniendo al día de hoy. Siempre tendré presente que arriesgaste la vida durante casi 30 años en el Heroico Cuerpo de Bomberos de la CDMX por el bienestar de la familia. Así mismo, salvaste a tantas personas y ese gran ejemplo vive dentro de mí. Estoy seguro de que allá arriba sonaran las sirenas, anunciando a Vulcano 12 Elmer Morales, que su hijo llegó a la anhelada meta. A mi madre hermosa que tengo la dicha de tenerla en vida, esto es por ti y por todos nosotros, pronto nos iremos a celebrar, a disfrutar de la vida. **Te amo y los amo por siempre.**

A mi hermosa abue que ya partió y ahora está con papá. Por todo tu amor, por hacerme saber lo orgullosa que estabas de mí, por tu crianza y muy en particular por estar presente en mi cumpleaños 25 jamás olvidaré ese día en especial.

A mis tíos y tías que han sido parte fundamental, como unos segundos padres. A mi hermano Sergio Morales, que a pesar de las diferencias que hemos tenido, veo en ti una gran persona y no olvido los momentos en que me apoyaste como nadie más lo hizo, por tu paciencia y por tu cariño.

A mis primos, que siempre han tenido palabras de aliento para no desistir y continuar, por las lecciones que me han dado, por su paciencia y amor, esto también va por ustedes.

A mis amigos más cercanos (la familia que elegimos): Dean por ser mi mejor amigo de toda la vida, te conozco desde los 3 años y desde entonces hemos crecido y hemos aprendido grandes cosas juntos. Por tu cariño, tu consejo y compañía. Moi por la confianza que me has tenido, por incluirme a tus planes, por las enseñanzas y ese gran ímpetu para crecer todos juntos, gracias a ustedes dos en particular, por acompañarme en la mayor dificultad. Jazhiel por esas risas, caminatas y reflexiones de la vida. Así como la confianza de platicar de las cosas más personales y siempre tener un aprendizaje de ello. También por tener las puertas de tu hogar abiertas para celebrar mi cumpleaños, algo que aprecio con toda el alma, ya que nadie lo había hecho antes, jamás lo olvidaré. Alfred y Nik, por su cariño y la forma en que se involucraron en mi desarrollo profesional, por sus valiosos consejos, su paciencia y esas llamadas a altas horas de la noche y todo con la finalidad de salir adelante. Alex, por tus consejos y por esa alegría que muestras al platicarte de proyectos personales, eres un gran amigo. Soff porque a pesar de ser de pocas palabras, en ciertos momentos estuviste ahí para brindarme un abrazo y alentarme a continuar.

A mis **amigos** de la generación 2021-1 que conocí gracias al **Posgrado en Ciencias Físicas**.

Primero al Doc Isaac, por tu valiosa amistad, las risas y buenos momentos que hicieron la maestría y residencia mucha más amena. Por esas platicas acerca del futuro profesional. Gracias por tenerme presente en todo momento y por la confianza de tu hogar (porque el INCAN me quedaba lejos) en casita caracol. *3 desafíos son nada, podrían ser hasta 500 desafíos.*

A Dulce, por ese gran equipo que hicimos en las clases de primer semestre y por esas platicas interminables con muchos podcasts. *Por el equipo dinamita.*

A mi gran amiga Ana, por desprenderse de su tiempo para apoyarme con dudas, por esos ratos en el Instituto de Física para avanzar en nuestras tesis. Gracias por tu valiosa amistad y por estar al pendiente de mi respectivo avance académico, tu calidad humana y excelencia académica es admirable.

A mi amigo Álvaro que siempre ha estado presente para animarme y decirme que si se puede.

A mis amigos Richard, Esteban, Joaquín, Abril, y Diego, por su valiosa amistad, tantos momentos que hemos compartido.

A la M. en C. Anahí Alvarado Sánchez, así como a su equipo de electromagnetismo de la Facultad de Ciencias, el Dr. Alipio Gustavo Calles Martínez y Pablo Reséndiz Vázquez, por aparecer en un momento de suma dificultad en mi vida, el apoyo que me brindaron durante mi tercer semestre de la maestría es invaluable. Son personas con una gran gentileza y nunca olvidaré lo que hicieron por mí en este lapso, por siempre los recordare con mucho cariño.

A ustedes **amigos de la generación 2021-1** por su apoyo y paciencia infinita para explicar, su cariño, tantas risas, los viajes, la residencia, los desvelos juntos, la boda de Ana y los momentos que están por venir. Se que cada uno seguirá su camino, pero formamos amistades increíbles y espero se mantenga a lo largo de los años. Soy afortunado por haber coincidido con personas tan profesionales e increíbles, los amo.

A mis amigas Jaqueline y Fabiola, mis entrañables compañeras y equipo de licenciatura, gracias por estar presentes de una u otra forma en mi proceso.

A mis amigos George y Rdz. Por las risas, los consejos, las noches de fin de semana que platicamos de las cosas mas personales, los quiero amigos, son invaluablees.

A mis amigos Luis y Eduardo, por tenerme presente, su valiosa amistad, por las risas, consejos profesionales, los quiero inmensamente.

A mi amigo Andrés Hernández que a pesar de no vernos tan seguido mantenemos una gran amistad y por ese impulso para lograr un paso importante en mi vida profesional, eres un gran amigo.

Y por supuesto a mis amigos de McCann, Henry, Carla, Salgue, Leo, Pabs, Ale, Jules, Juan, Andrés, Marco, Aldo y Eric por sus enseñanzas, su paciencia, las risas y hacer un ambiente ameno y agradable. Siempre estaré agradecido por la oportunidad de haber colaborado con ustedes.

Todo mi aprecio y agradecimiento a cada uno de ustedes, sin su apoyo estoy seguro de que hubiera desertado hace mucho tiempo.

Índice

Capítulo 1 Introducción.....	8
Capítulo 2 Antecedentes.....	15
2.1 Electrones y su aplicación en la clínica.....	15
2.2 Interacción de los electrones con la materia.....	16
2.2.1 Colisión dura.....	17
2.2.2 Colisión suave.....	17
2.2.3 Colisiones radiativas.....	17
2.2.4 Poder de frenado.....	18
2.2.5 Alcance.....	19
2.3 Acelerador lineal (linac).....	20
2.4 Espectro de energía del haz de electrones.....	23
2.5 Porcentaje de ionización y dosis en profundidad en el eje central.....	25
2.6 Método Monte Carlo en el transporte de radiación.....	27
2.7 Radioterapia total de piel con haces de electrones (reporte 23 de la AAPM).....	30
2.7.1 Características del haz de electrones para la irradiación TSET.....	30
2.7.2 Técnica Stanford.....	31
2.7.3 Técnica rotacional.....	34
2.7.4 Superficies dispersoras del haz y reductores de energía.....	34
Capítulo 3 Metodología.....	36
3.1 Descripción del equipo.....	36
3.1.1 Caracterización del haz de electrones.....	38
3.2 Simulaciones Monte Carlo.....	39
3.2.1 TOPAS.....	39
3.2.2 Espectro de energía de los electrones.....	40
3.2.3 Simulación de la fuente de electrones.....	41
3.2.4 Caracterización del haz en condiciones de referencia.....	43
3.2.5 Validación de la distribución de dosis.....	44
3.2.6 Comparación de porcentaje de dosis en profundidad; medido y simulado a una SSD de 300 cm.....	48
3.2.7 Simulación de irradiación con técnica Stanford y RTSET.....	49
3.2.8 Porcentaje de dosis en profundidad de técnicas Stanford y Rotacional.....	52

Capítulo 4 Resultados y Discusión.....	54
4.1 Caracterización del haz de electrones de 6 MeV y validación de la calidad del haz	54
4.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad en condiciones de referencia.....	54
4.1.2 Perfiles de dosis	56
4.2 Validación de la distribución de dosis.....	58
4.3 Porcentaje de dosis en profundidad medido y simulado a una SSD de 300 cm.....	61
4.4 Distribuciones de dosis en el plano de tratamiento con técnica Stanford y técnica rotacional	62
4.4.1 Prueba estadística realizada a las distribuciones de dosis rotacional y Stanford.....	68
4.4.2 Histogramas de dosis-área	69
4.5 Porcentaje de dosis en profundidad con técnicas Stanford y Rotacional	71
Capítulo 5 Conclusiones.....	74
5.1 Trabajo a futuro	75
Referencias	77

Capítulo 1 Introducción

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano y conforma una cubierta externa de aproximadamente 2 m². Algunas de sus principales funciones son: separar al organismo del exterior, evitar la pérdida de fluidos del interior, evitar la incorporación de microorganismos, termorregulación, brindar protección contra rayos UV, entre otros [1]. La piel consta de tres capas bien diferenciadas: epidermis, dermis e hipodermis.

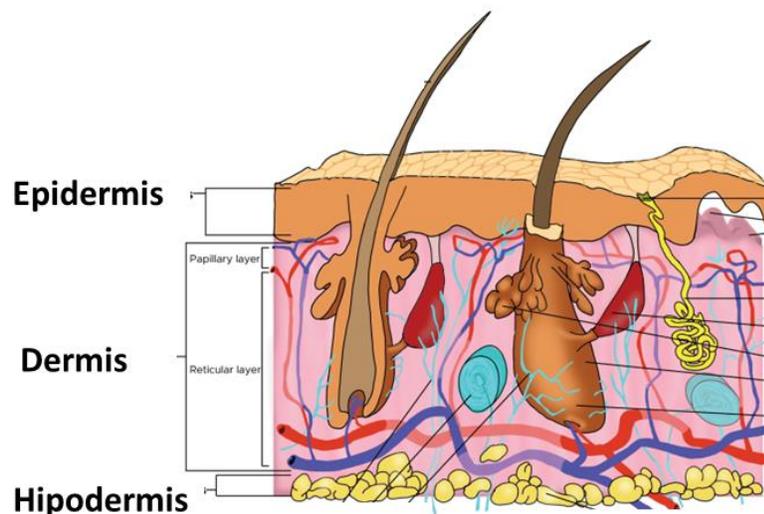


Figura 1. Sección transversal de las capas de la piel; epidermis, dermis e hipodermis. Imagen obtenida y modificada de: [2]

La epidermis es la capa más externa de la piel y está constituida por células escamosas, células basales y melanocitos. Las células escamosas se desprenden constantemente a medida que las nuevas células se forman. Las células basales están en la parte inferior de la epidermis y están en constante división para reemplazar las células escamosas. Por otro lado, los melanocitos son las células que le dan el pigmento a la piel, ya que producen el pigmento melanina [3]. La dermis tiene tejido conjuntivo, vasos sanguíneos, glándulas sebáceas y sudoríparas, nervios, entre otros [4]. La hipodermis está constituida por células

grasas (adipocitos) y por una red de colágeno, entre sus funciones está la conservación del calor [1].

Una de las enfermedades a la cual está expuesta la piel es al cáncer y se diferencian principalmente por el tipo de células que fueron afectadas, como en células basales, células escamosas, aunque existe otro tipo de cáncer que está relacionado con un tipo de células sanguíneas y que afectan la piel. Un ejemplo de esto es el linfoma de células T, este es un tipo de cáncer que comienza en un subconjunto de glóbulos blancos denominados linfocitos T [5]. A su vez, existen diversos tipos de linfomas de células T, el más común se conoce como micosis fungoide. Una característica de esta enfermedad es la afectación de piel a lo largo de tres diferentes fases. En la fase inicial se presentan sarpullidos rojizos en partes del cuerpo que no necesariamente estuvieron expuestas al sol, es difícil que se diagnostique como micosis fungoide en esta temprana etapa. En la siguiente etapa, los sarpullidos persisten, sin embargo, estas lesiones comienzan a parecerse a eccemas (se añade picazón, irritación y descamación en la piel). En la tercera fase las lesiones presentan bultos elevados; por último, se presentan tumoraciones en la piel [6]. Algunos de los tratamientos disponibles para combatir la micosis fungoide son la terapia con rayos ultravioleta, quimioterapia, inmunoterapia, radioterapia total de la piel con haces de electrones, entre otros [7].

Las técnicas de radioterapia para la irradiación de cuerpo entero con haces de electrones TSET (Total Skin Electron Therapy por sus siglas en inglés) han sido ampliamente utilizadas para el tratamiento de este tipo de lesiones [8].

De acuerdo con trabajos previos, Specht et al. menciona dosis prescritas recomendadas para el linfoma cutáneo primario de 20 hasta 45 Gy [9]. La dosis prescrita es fraccionada en dosis de 1 Gy por sesión típicamente. La Organización Europea para la Investigación y Tratamiento del Cáncer (EORTC) (Jones et al.) recomienda que la distribución de dosis en aire sea homogénea dentro de un 10%

y que la contaminación por radiación bremsstrahlung sea menor que 0.7 Gy a la profundidad de la médula ósea [10].

Típicamente se utilizan haces con energía nominal de 6 MeV y el paciente es dispuesto a una distancia aproximada de 300 cm a partir del isocentro del acelerador. Lo anterior se ejemplifica en la Figura 2.

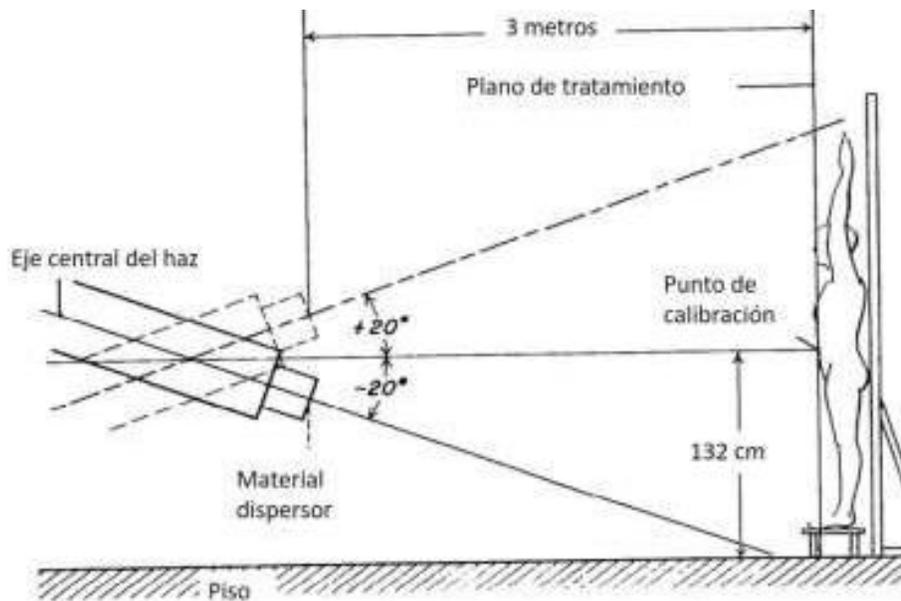


Figura 2. Ilustración de la configuración de la técnica de irradiación a cuerpo entero; configuración del acelerador lineal, distancia colimador-superficie y postura del paciente. Imagen obtenida y modificada de: [11].

Este valor puede variar dependiendo de las condiciones de la sala de irradiación. Una meta importante en este tipo de tratamientos es alcanzar una uniformidad de la dosis en la piel de los pacientes con un 10% de tolerancia a excepción de las zonas con pliegues, como axilas, perineo y partes de apoyo como la planta de los pies [12].

La mayoría de los métodos para impartir este tratamiento asumen una postura vertical del paciente, los principales son:

- i) técnicas de campos grandes de electrones estáticos (TSET: Total skin electron therapy);
- ii) técnicas rotatorias (RTSET: Rotational total skin electron therapy);
- iii) técnicas que implican el desplazamiento del paciente durante la irradiación.

Para los fines de este trabajo, se descartó la técnica mencionada en iii) dado que se centra en la comparación de las primeras dos técnicas.

La técnica i) consiste en la técnica Stanford. En ésta, se ubica al paciente a una distancia de varía de 2 a 7 metros de acuerdo con las condiciones de la sala de irradiación. Se utilizan 6 campos en los cuales el paciente es colocado en 6 diferentes orientaciones angulares, respecto al plano de tratamiento, véase Figura 10. Las orientaciones de tratamiento son: anterior, oblicuo posterior derecho, oblicuo posterior izquierdo, posterior, anterior izquierdo y anterior derecho [13].

Existen modificaciones en la técnica Stanford. Actualmente, en el Instituto Nacional de Cancerología de México se utiliza una técnica de 4 campos estacionarios, el paciente es ubicado a una distancia de aproximadamente 250 cm a partir del isocentro y la energía nominal de los haces de electrones es de 4 MeV [14], véase Figura 12.

El tratamiento con técnica Stanford por sí mismo consume tiempo en el reposicionamiento del paciente para cada uno de los campos, además resulta complicado para el mismo paciente mantenerse estático durante la impartición del tratamiento, lo cual puede prolongar aún más el tiempo, debido a la intervención del personal a cargo.

Con el fin de simplificar el posicionamiento del paciente, mejorar la homogeneidad de la distribución de dosis en la superficie del paciente y disminuir

el tiempo de tratamiento, se ha propuesto implementar la técnica ii) RTSET. Esta técnica consiste en colocar al paciente sobre una base rotatoria ubicada a distancia fuente superficie (SSD, por sus siglas en inglés) de 350 cm aproximadamente.

Esta técnica ha sido implementada en el Greater Poland Cancer Center [15] y en el McGill University Department of Radiation Oncology [16], entre otros. Además, se han realizado estudios de distribuciones de dosis la técnica RTSET mediante técnicas de Monte Carlo.

En particular, en el año 2018 M. Ansari et al realizaron estudios de distribuciones de dosis a partir de técnicas Monte Carlo con el propósito de implementar la técnica RTSET por primera vez en el Hospital Seyed Alshohada Hospital of Isfahan ubicado en Irán [17]. Las simulaciones están basadas en el único acelerador lineal que emite haces de electrones de dicho centro oncológico, que sirven como estudios precursores para implementar la técnica RTSET en la práctica clínica. Implementaron la técnica Stanford y Rotacional con campos duales y encontraron una mejor uniformidad vertical a una SSD=350 cm y un ángulo de 20° entre el eje horizontal y el eje central del haz. Utilizaron una superficie dispersora de electrones de 8 mm de espesor y encontraron una reducción de la energía promedio del haz de 6 MeV a 3 MeV en la superficie de tratamiento.

Así mismo calcularon el porcentaje de dosis en profundidad en un maniquí antropomórfico y para la técnica rotacional obtuvieron que la dosis era máxima en superficie y la curva de isodosis del 80% se encuentra a una profundidad menor a 4 mm. Por último, encontraron que, al colocar la superficie dispersora a 20 cm de la superficie del paciente, el grado de homogeneidad para las distribuciones de dosis Stanford y Rotacional fue la misma.

En un trabajo previo Diamantopoulos et al menciona que la técnica Stanford

consume más tiempo debido a la recolocación del paciente en 6 diferentes posturas, mientras que en la técnica rotatoria el posicionamiento del paciente se hace en una sola ocasión. Otra ventaja que ofrece la base rotatoria es que hay una mejor incidencia del haz de electrones sobre la superficie de las axilas en comparación a las posiciones de la técnica Stanford [18].

Partiendo de lo anterior, la técnica de simulación Monte Carlo para el transporte de radiación, resulta ser una herramienta de gran utilidad para exhibir el comportamiento de las distribuciones de dosis usando la técnica rotatoria. De esta forma será posible evaluar su desempeño con respecto a la técnica Stanford y que esto sea un preámbulo del trabajo esperado en la clínica. Por lo que se justifica la realización del presente trabajo.

Objetivo General

Determinar las distribuciones de dosis en la superficie de un maniquí de agua mediante técnica Monte Carlo al simular un espectro de energía de un haz de electrones de 6 MeV, aplicando geometría de irradiación total de piel para tratar micosis fungoide, con un solo campo de radiación en técnica rotacional y comparar con las distribuciones de dosis obtenidas con la técnica Stanford.

Objetivos específicos

- Simular el espectro de energía de un haz de electrones generados por un acelerador Clinac Varian 2100 de energía nominal de 6 MeV.
- Simular un maniquí de agua con forma de caja y determinar el porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de dosis fuera de eje cuando es irradiado por el haz de electrones generado por el espectro antes simulado.
- Validar la simulación MC con medidas en la clínica de distribuciones de dosis, como lo son curvas de dosis en profundidad en un maniquí de agua en condiciones de referencia (SSD = 100 cm, tamaño de campo en superficie 10 cm x 10 cm) y perfiles fuera de eje a profundidad de dosis máxima.
- Implementar geometría de irradiación total de piel, a una distancia de 350 cm de la fuente de electrones y a su vez una superficie dispersora compuesta de acrílico con el fin de dispersar el haz de electrones y homogeneizar la dosis en la superficie del maniquí.
- Obtener distribuciones de dosis en el caso estático con técnica Stanford.
- Obtener distribuciones de dosis en el caso rotacional con Monte Carlo (RTSET) y comparar lo que se obtiene en ambos casos.

Capítulo 2 Antecedentes

2.1 Electrones y su aplicación en la clínica

El electrón es un tipo de partícula elemental que fue descubierta en 1897 por Joseph J. Thomson. Poseen una carga eléctrica negativa de $1.609 \cdot 10^{-19}$ C y su masa en reposo es de $9.109 \cdot 10^{-31}$ kg [19].

Los electrones de alta energía fueron implementados en la clínica alrededor de los años de 1950. Originalmente estas partículas eran extraídas de betatrones (acelerador de partículas), así como de aceleradores Van der Graaff. Unos años más tarde, alrededor de 1970 hubo un incremento en el uso de aceleradores lineales en la clínica (véase sección 2.4) debido a su capacidad de generar fotones y electrones de alta energía. Gran parte de la motivación en el desarrollo de estos aceleradores estuvo en la experiencia clínica de algunos centros de salud importantes, ya que se demostró que en casos particulares no existe un tratamiento alternativo a la terapia con haces de electrones, además del interés en generar electrones de mayores energías [20].

Los electrones juegan un papel fundamental en el área clínica, debido a una serie de características que los distinguen del tratamiento con fotones. Una de éstas es la rápida caída de la dosis en profundidad de tejido suave. Por poner un ejemplo: para un haz de 12 MeV, la dosis cae a 10% a una profundidad aproximada de 6 cm de agua [21].

La terapia con electrones es muy efectiva para tratamientos superficiales, como tumores o cierto tipo de lesiones en la piel debido a su alcance. Las energías de los haces de electrones típicamente van de 6 a 20 MeV [20].

2.2 Interacción de los electrones con la materia

En los siguientes párrafos se describirán las interacciones y la forma en que los electrones pierden energía conforme atraviesan un medio.

La interacción de los electrones con los átomos está regida por la ley de Coulomb. Puede ocurrir con los electrones orbitales o con el núcleo, que tiene carga positiva. Las posibles interacciones se ilustran en la Figura 3.

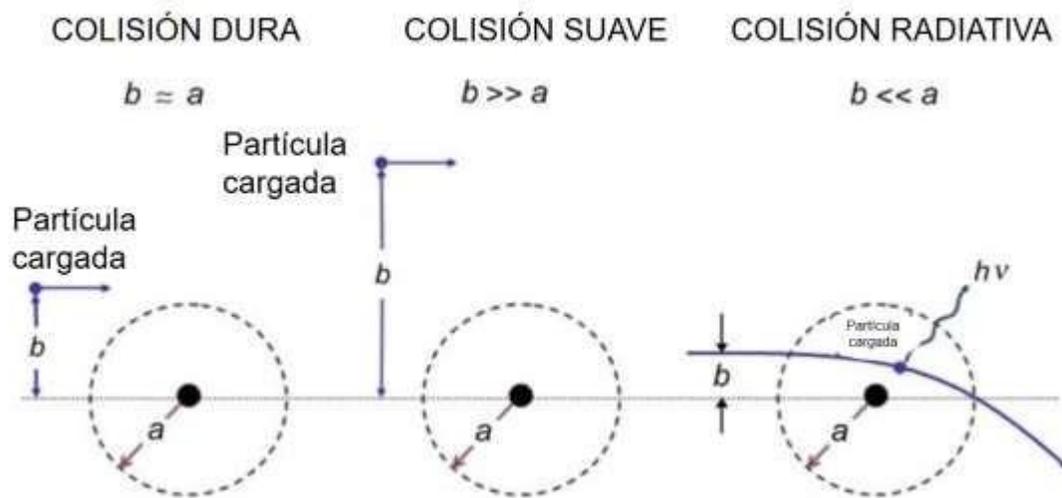


Figura 3. Tres diferentes tipos de colisiones de un electrón incidente (partícula cargada) con los átomos de un medio; b se conoce como parámetro de impacto y a es el radio atómico clásico; imagen modificada de [19]

Estas colisiones están en función del parámetro de impacto b y se refiere a la distancia perpendicular del núcleo con respecto a la dirección de la partícula cargada incidente.

2.2.1 Colisión dura

La colisión dura ocurre cuando el parámetro de impacto es similar al radio atómico. Como resultado de esta situación es muy probable que haya interacción Coulombiana entre la partícula incidente y los electrones orbitales. Si la interacción ocurre, entonces habrá transferencia de energía al electrón orbital, por lo que saldrá expulsado del átomo. A estos electrones se les conoce como rayos δ . A su vez, estos rayos δ pueden provocar eventos sucesivos de ionización de la misma forma [19].

2.2.2 Colisión suave

La colisión suave ocurre cuando el parámetro de impacto es mayor al radio atómico y la interacción que ocurre es entre el electrón incidente y todo el átomo. Como consecuencia de la interacción puede ocurrir ionización o excitación de los electrones de valencia. Debido a la distancia que hay entre el electrón incidente y el núcleo, la transferencia de energía es menor con respecto a la colisión dura, aunque el número de colisiones suaves en general es mayor que el de colisiones duras [19].

2.2.3 Colisiones radiativas

En esta colisión el parámetro de impacto resulta ser mucho menor que el radio atómico. El electrón incidente interactúa principalmente con el campo electromagnético del núcleo y es posible que la colisión sea elástica o inelástica. En la colisión elástica hay conservación de la energía cinética y en el otro caso no hay dicha conservación. La mayoría de las interacciones de este tipo son elásticas, por lo que el electrón resulta ser dispersado, aunque existe la

probabilidad de que la colisión sea inelástica y en ese caso el electrón pierde parte (o toda) su energía cinética. Ésta se convierte en otras formas de energía, dando lugar a la emisión de rayos X de frenado (bremsstrahlung) [19].

2.2.4 Poder de frenado

El poder de frenado es la tasa de pérdida de energía T de una partícula cargada por unidad de longitud X cuando atraviesa un medio. Durante su movimiento experimenta las interacciones coulombianas antes mencionadas, hasta que se agota la energía cinética. El poder de frenado S es función del tipo de partícula cargada (Y), su energía T , la composición atómica del medio (Z) y también de la densidad, sin embargo, para quitar esta dependencia es común dividir por la densidad y a esta nueva cantidad se le conoce como poder de frenado másico. El poder de frenado puede dividirse en dos componentes: poder de frenado másico de colisión y radiativo. La primera componente indica las pérdidas energéticas debido a colisiones duras y suaves, en tanto la segunda componente se refiere a las pérdidas energéticas por emisión de bremsstrahlung. Su expresión es la siguiente [22].

$$\frac{S}{\rho} = \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{Y,T,Z} = \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{Col} + \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{Rad} \quad (1)$$

Existe una dependencia de la componente de colisión con el cociente Z/A (A es el número másico) y este disminuye al incrementarse el número atómico, por lo que el poder de frenado másico de colisión disminuye si Z aumenta. Otra dependencia está en la velocidad de la partícula incidente, ya que la componente de colisión depende inversamente del cuadrado de la velocidad de la partícula.

Por otro lado, la componente radiativa depende del cuadrado del número atómico del medio, por lo que, para elementos pesados, la producción de bremsstrahlung es más significativa y por tanto la pérdida de energía de las partículas cargadas toma relevancia [19].

Lo anteriormente mencionado se ilustra en la Figura 4.

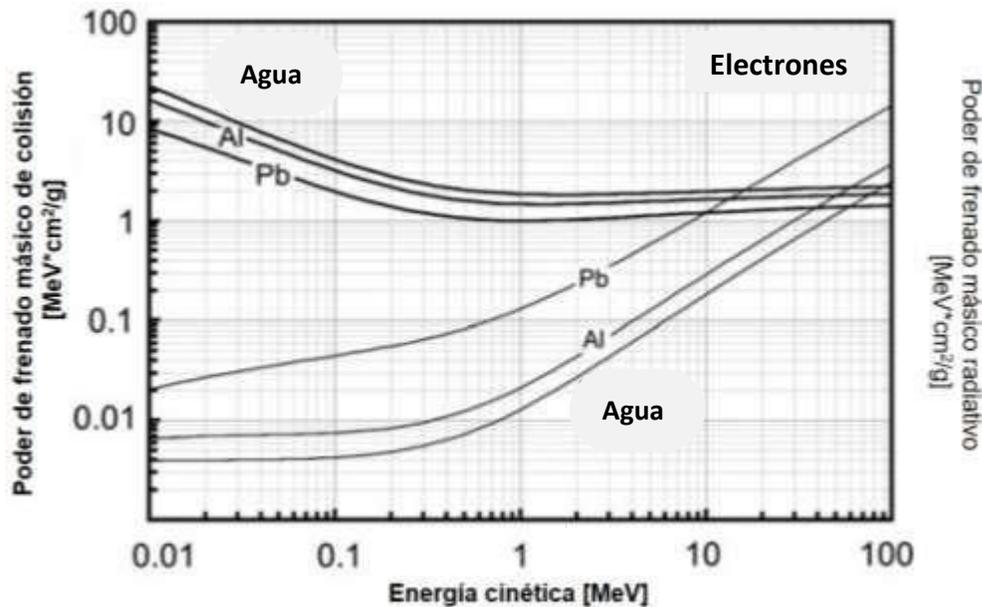


Figura 4. Gráficas de poderes de frenado para electrones; poder de frenado másico de colisión para tres medios: agua, aluminio y plomo (curvas sólidas); poder de frenado másico radiativo para tres medios (curvas delgadas); imagen modificada de [19].

2.2.5 Alcance

El alcance (R) de una partícula cargada en un medio es un concepto que provee información del grosor que puede penetrar hasta que su energía cinética se agota. Depende de diversos factores, como lo son el tipo de partícula, la masa en reposo, energía cinética, la composición del medio, entre otros.

La trayectoria de la partícula cargada incidente puede verse afectada debido a las pérdidas de energía radiativa y de colisión que resultan en deflexiones. Lo

anterior resulta ser más significativo para partículas cargadas ligeras, tales como los electrones y en consecuencia sus trayectorias en un medio son tortuosas. Para entender este concepto, en 1983 Berger y Seltzer introdujeron el concepto de alcance continuous slowing down approximation (CSDA), el cual presupone que los electrones pierden energía a una tasa continua. Esta suposición está asociada con un alcance, que se conoce como range continuous slowing down approximation (R_{CSDA}) y representa la longitud promedio que recorrería un electrón cuando se ralentiza desde su energía inicial y hasta que se agota, si su energía la pierde a una tasa continua [19]. Esta cantidad puede estimarse a partir del poder de frenado másico.

$$R_{CSDA} = \int_0^{T_0} \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)^{-1} \quad (2)$$

T_0 es la energía cinética inicial del electrón.

2.3 Acelerador lineal (linac)

Un acelerador lineal (linac) consiste en un dispositivo generador de radiación ionizante para impartir tratamientos de radioterapia. Este dispositivo acelera electrones utilizando radiofrecuencias de microondas del orden de 3,000 MHz en una estructura que es denominada guía de onda en la cual los electrones siguen una trayectoria recta. La energía que adquieren los electrones va desde 4 hasta 25 MeV [23]. En los aceleradores más modernos es posible utilizarlos directamente para irradiar tumores superficiales o bien, pueden hacerse incidir sobre blancos con número atómico alto (tal como el tungsteno, $Z = 74$) para producir haces de rayos X intensos e irradiar sitios a mayor profundidad.

En la Figura 5 se muestran algunas de las componentes internas del linac y a

continuación se mencionan algunas de sus características.

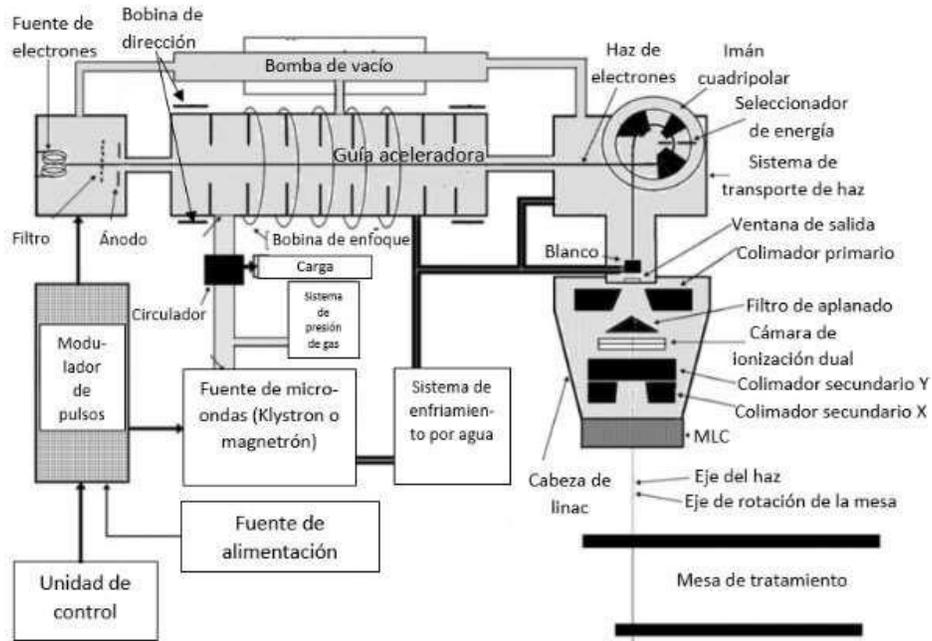


Figura 5. Esquema de los componentes internos de un linac de uso clínico; imagen modificada de [23].

- **Klystron:** La función de este componente es aumentar la potencia de las ondas de microondas. Para lograr esto, acelera y desacelera a los electrones en cavidades para generar microondas de alta potencia, en el orden de MW [20].
- **Circulador:** Esta componente se encuentra entre el klystron y la guía aceleradora y su función es aislar al klystron de las ondas de microondas que son retrodispersadas en la guía.
- **Guía de onda:** Son estructuras metálicas sometidas a vacío que transportan a las microondas para acelerar a los electrones.
- **Cañón de electrones:** Consta de un filamento (cátodo) que mediante efecto termoiónico emite electrones
- **Guía aceleradora:** Es un conjunto de cavidades que se conecta con la guía de onda que transporta las microondas que fueron amplificadas por el

klystron. Estas cavidades acoplan y distribuyen las ondas de radiofrecuencia entre cavidades adyacentes para la aceleración de los electrones.

- Imán de deflexión: La función de este imán es cambiar la dirección de los electrones que emergen de la guía aceleradora. La deflexión es de 270° y de esta forma los electrones son dirigidos al blanco de tungsteno para la producción de rayos X o bien, el blanco puede ser removido para impartir terapia con el haz de electrones.

En la Figura 6 se muestra un esquema de los componentes externos de un linac y a continuación se describen algunas.

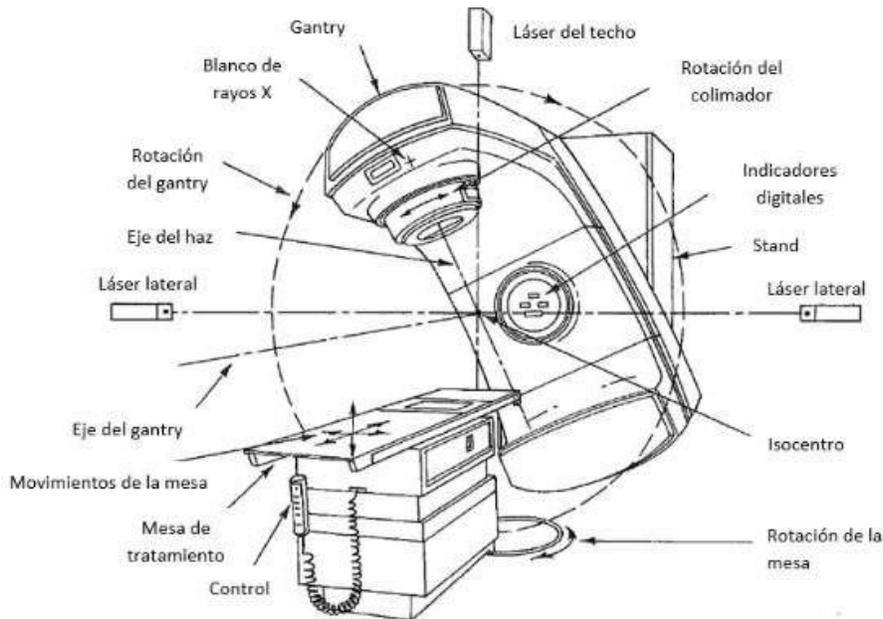


Figura 6. Esquema de componentes externos de un linac; imagen modificada de [24]

- Stand: En este lugar se almacenan dispositivos electrónicos que permiten la generación de electrones, así como las radiofrecuencias con las que son acelerados.

- Gantry: Dentro se encuentran componentes como la guía de onda, el blanco de tungsteno, colimadores, filtros, láminas dispersoras, sistemas duales de cámaras de ionización monitoras, un sistema de imanes para dirigir al haz de electrones, entre otros. Éste tiene ciertos grados de libertad que le permiten rotar alrededor del eje del gantry. Existe un punto en el espacio de gran relevancia que se conoce como isocentro, está dado por la intersección del eje de rotación del colimador, el eje de rotación del gantry y el eje de rotación de la mesa de tratamiento. Su importancia radica en que es tomado como punto de referencia cuando se imparte tratamiento o bien, el tumor puede ser colocado en este punto de tal forma que resulte conveniente impartir terapia mientras el gantry rota.
- Mesa de tratamiento: Posee ciertos grados de libertad que permiten una mejor disposición de esta para impartir tratamiento. La mesa puede moverse de forma longitudinal, en la dirección vertical y a los laterales

Además de esto, en el cuarto de irradiación hay un sistema de láseres que permiten alinear y acomodar algún instrumento de medida o bien a un paciente.

2.4 Espectro de energía del haz de electrones

El haz de electrones generado en el acelerador lineal es monoenergético antes de atravesar la ventana del acelerador. Posterior a este componente, la energía de los electrones se degrada de forma aleatoria cuando interactúan con diversos componentes del acelerador, como la ventana, la lámina de dispersión, las cámaras de ionización, el aire entre la salida y la superficie del paciente o maniquí [23].

Una forma de visualizar el comportamiento anterior es con el espectro del haz de electrones en diferentes ubicaciones, véase Figura 7.

Se observa que a la salida de la ventana el haz es prácticamente monoenergético, en el cual la energía cinética de los electrones es igual a la energía nominal. Conforme el haz interactúa con los componentes del acelerador y con el medio (aire) antes de llegar a la superficie del paciente la energía de los electrones disminuye de forma aleatoria, por lo que el espectro cambia. Dentro de la superficie del maniquí, el espectro de energía de los electrones se ensancha y con energías menores [23].

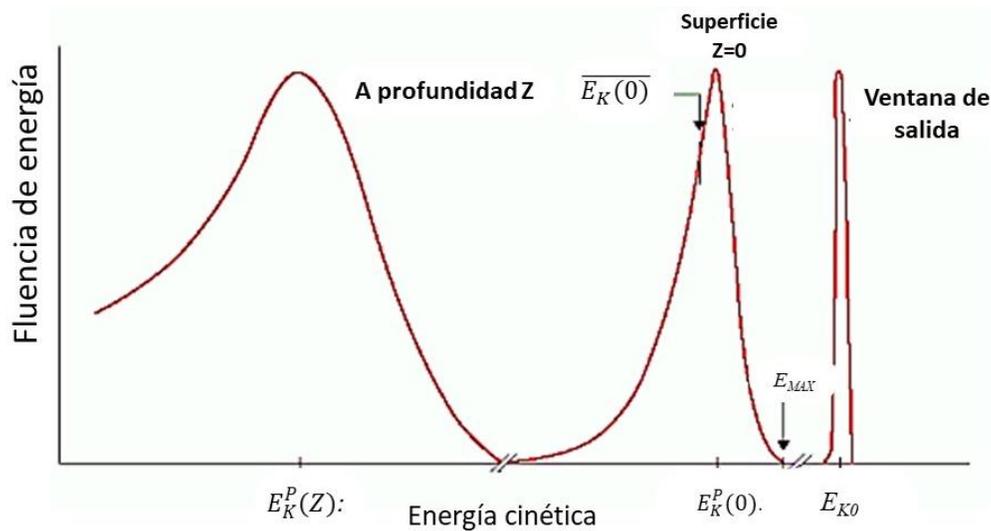


Figura 7. Distribuciones de la fluencia de energía del haz de electrones posterior a su salida por la ventana de berilio y conforme interactúa con diferentes medios, imagen modificada de [23]. Las gráficas anteriores solo tienen el fin de mostrar el cambio en la distribución de la energía. Cada una está normalizada con respecto a su máximo respectivo. E_{K0} : Energía cinética del haz de electrones; $\overline{E_K(0)}$: energía promedio en la superficie del maniquí; $E_K^P(0)$: energía mas probable en la superficie; z es la profundidad del maniquí.

Para caracterizar el haz de electrones se recurre a parámetros descriptivos, los cuales dan información acerca de la energía del haz. Algunos de estos son $E_K^P(0)$, $\overline{E_K(0)}$.

2.5 Porcentaje de ionización y dosis en profundidad en el eje central

Las técnicas de dosimetría varían para diferentes tipos de haces de partículas. Para haces de electrones es necesario tomar en cuenta que la energía del electrón disminuye en función de la profundidad. Por lo que, para determinar la distribución de dosis en profundidad se requiere tomar en cuenta que el espectro de energía cambia en función de la profundidad. A partir del uso de una cámara de ionización se obtiene una curva de porcentaje de ionización en profundidad (PDI) y para determinar el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) se requiere corregir los valores de ionización por las razones de poderes de frenado de agua y aire en función de la profundidad. El valor de la razón de poderes de frenado de agua y aire, de acuerdo con el TRS-398 puede obtenerse a partir de la siguiente expresión.

$$S_{w,air}(z) = \frac{a + bx + cx^2 + dy}{1 + ex + fx^2 + gx^3 + hy} \quad (3)$$

Donde z es la profundidad, $x = \ln(R_{50})$, $y = z/R_{50}$, $a = 1.075$, $b = -0.5087$, $c = 0.0887$, $d = -0.084$, $e = -0.4281$, $f = 0.0646$, $g = 0.00309$, $h = -0.125$ [25].

El parámetro R_{50} se define como la profundidad de agua en la que la dosis es el 50% de su valor máximo.

Éste parámetro se obtiene a partir de la medida de $R_{50,ion}$ de la curva de PDI, que de manera análoga, es la profundidad en agua (g/cm^2) en la que la corriente de ionización es el 50% de su valor máximo [25].

De acuerdo con el TRS-398 la relación entre estas cantidades es la siguiente.

$$R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06 \frac{g}{cm^2} \quad (\text{para } R_{50,ion} \leq 10 \frac{g}{cm^2}) \quad (4)$$

Finalmente, para obtener la curva de PDD a partir de PDI se recurre a la siguiente expresión.

$$PDD(z) = PDI(z) * S_{w,air}(z) \quad (5)$$

Donde z es la profundidad en agua.

Una curva típica de dosis en profundidad para un haz de electrones se muestra en la Figura 8.

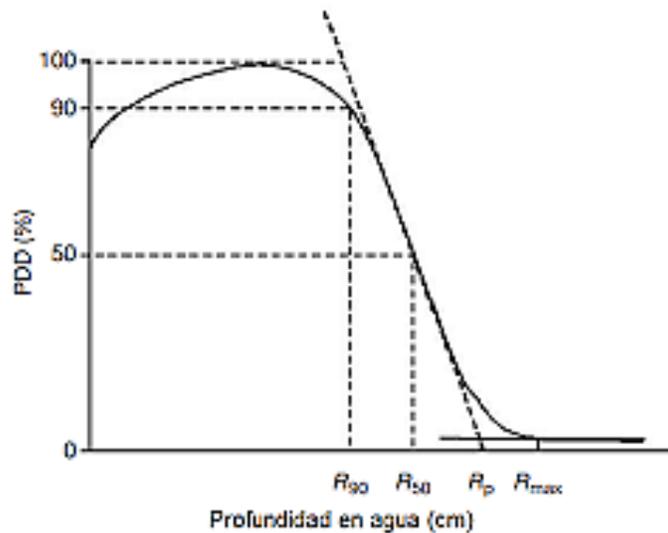


Figura 8. Curva de porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones, imagen modificada de [26].

La curva de porcentaje de dosis en profundidad que se muestran en la Figura 8 exhibe características que son de interés, tales como R_{90} , R_{50} , D_{max} , R_p , R_{max} y se definen como la profundidad en el maniquí de agua, tal que el valor de la

dosis es del 90%, 50% y 100%, respectivamente. R_p es el rango práctico y se define como la profundidad a la cual intersectan dos rectas que son ajustadas a la curva de dosis en profundidad. La primera es una recta tangente en el punto de inflexión de la curva. La segunda corresponde a una recta ajustada a la cola de la curva (conocida como fondo de bremsstrahlung). R_{\max} corresponde al rango máximo y es la profundidad a la cual la extrapolación de la curva de porcentaje de dosis en profundidad intersecta con la recta que se ajusta al fondo de bremsstrahlung [23].

La importancia de estas cantidades yace en la relación que tienen con otros parámetros dosimétricos, como la energía más probable del haz de electrones en la superficie del maniquí $E_K^P(0)$ y la energía promedio del haz de electrones en la superficie del maniquí $\overline{E}_K(0)$ que se mencionaron en la sección 2.4. En las siguientes dos ecuaciones se muestra su relación.

$$\overline{E}_K(0) = 2.33R_{50} \quad (6)$$

$$E_K^P(0) = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2 \quad (7)$$

2.6 Método Monte Carlo en el transporte de radiación

De acuerdo con Rogers y Bielajew la técnica Monte Carlo (MC) para la simulación del transporte de electrones y fotones a través de un medio material consiste en utilizar el conocimiento de las distribuciones de probabilidad que gobiernan las interacciones individuales de electrones y fotones en materiales

para simular las trayectorias aleatorias de partículas individuales. Se realiza un seguimiento de las cantidades físicas de interés para una gran cantidad de historias, para obtener la información requerida sobre las cantidades promedio [27]. La ecuación de Boltzmann modela el transporte de radiación, la interacción de la radiación con la materia a partir de cambios en el espacio fase de la densidad de partículas, tales como la posición, velocidad, dirección y energía [28]. De modo que MC es un método para resolver la ecuación de Boltzmann, generando trayectorias de las partículas en un medio de interés. De acuerdo con el Organismo Internacional de Energía Atómica, el espacio fase se define como una colección de partículas representativas que emergen de una fuente de tratamiento con radioterapia, junto con sus propiedades que incluyen energía, tipo de partícula, posición, dirección y descendencia. Lo anterior se representa en el siguiente esquema.

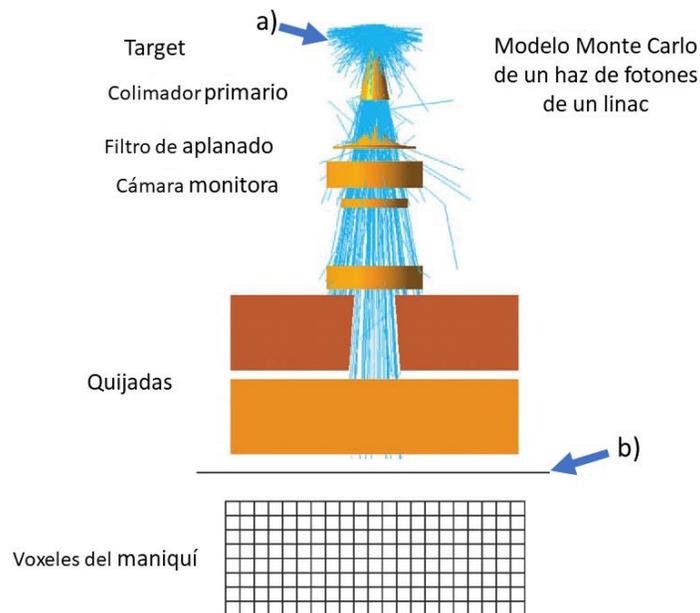


Figura 9. Esquema de la simulación del cabezal de un Linac; en a) se muestra el haz de fotones generados en el target y posterior se observan los diversos componentes como colimadores, filtro de aplanado, quijadas, etc; en b) se muestra el espacio fase imagen tomada y modificada de [29].

Como se observa en la Figura 9, en b) se aprecia una línea horizontal, que corresponde al plano de puntuación. En este plano, la simulación Monte Carlo recaba la información de las partículas que lo atraviesan, tales como su posición, energía, dirección y descendencia, es decir si provienen de la interacción del haz primario con algún componente del cabezal. A esto se le conoce como espacio fase [30].

El espacio fase resulta ser de gran utilidad, ya que no es necesario que el punto de partida de las simulaciones sea desde a) (véase Figura 9), sino que, el punto de partida de las simulaciones es el espacio fase, de tal forma que el tiempo de cómputo se ve reducido [31].

Para realizar las simulaciones es fundamental establecer la geometría y los materiales en los cuales se va a llevar a cabo el transporte de radiación. Los componentes pueden ser divididos en bins. Además, resulta de gran importancia el concepto de número de historias. En MC, cuando una partícula atraviesa un medio, puede experimentar diferentes procesos, como dispersión o absorción, lo que implica la producción de nuevas partículas. Cada uno de estos eventos se considera una etapa en la historia de la partícula y la historia toma en cuenta las partículas secundarias que pueden generarse como resultado de las interacciones de la partícula del haz primario con el medio.

Y así, el número de historias representan la evolución de un conjunto de partículas primarias y secundarias que son generadas de la interacción con el medio. De tal modo que es posible conocer magnitudes como lo son la fluencia, dosis en un volumen por cantidad de historias, distribuciones de dosis, entre otras.

Existen diversos códigos especializados en el transporte de radiación, como fotones o electrones, algunos de estos códigos: EGSncr, GEANT4, PENELOPE, TOPAS etc.

2.7 Radioterapia total de piel con haces de electrones (reporte 23 de la AAPM)

El grupo de trabajo 23 del American Association of Physicists in Medicine (AAPM) describe las técnicas y dosimetría asociadas a la irradiación total de piel con haces de electrones (TSET) con energías de 4 a 10 MeV. Las características del haz y de la sala de irradiación están basadas en las necesidades clínicas para tratar linfomas cutáneos. Estos suelen afectar una gran área de la piel de los pacientes, de ahí la necesidad de irradiación a cuerpo entero [13].

En las secciones 2.7.2 y 2.7.3 se describen dos técnicas para la impartición de la terapia TSET.

2.7.1 Características del haz de electrones para la irradiación TSET

El principal objetivo de este tipo de terapia es irradiar toda la superficie del cuerpo hasta cierta profundidad, considerando las superficies no homogéneas de la piel para que la dosis impartida en la piel sea lo más homogénea posible. De acuerdo con el TG-23 de la AAPM el haz de electrones debe abarcar un plano de las siguientes dimensiones: 200 cm de altura por 80 cm de ancho, con el fin de abarcar el cuerpo del paciente. Dentro de este rectángulo se establecen metas alcanzables en la uniformidad de la dosis, para la vertical es $\pm 8\%$ y para la horizontal es $\pm 4\%$ sobre el área central de 160 cm x 60 cm [13].

El intervalo de profundidad para tratar lesiones en la piel generalmente varía en el intervalo de 5 a 15 mm y para lograr esto se debe modificar la energía del haz de electrones hasta que se alcance la profundidad requerida [13].

Otro aspecto importante es la sala de tratamiento, ya que de esto dependerán las técnicas que puedan ser implementadas. Usualmente, el paciente se posiciona

respecto a la salida del haz a una distancia entre 2 y 7 metros [13].

Como en cualquier tratamiento con electrones, se tiene una contaminación del haz con rayos X de frenado. Estos son originados en la ventana de salida del acelerador, en la lámina dispersora, en las cámaras de ionización, los colimadores, el gap de aire e incluso el mismo paciente. Una forma de disminuir la llegada de rayos X al paciente es orientar el linac con cierta angulación (10° o 15°) con respecto a la horizontal, ya que los rayos X de frenado que son generados en los colimadores o en la lámina dispersora están orientados a lo largo del eje central del haz [20].

Un aspecto importante en radioterapia es que la dosis total administrada en el paciente es prescrita por el médico a cargo. Y la dosis es fraccionada para que sea impartida en diversas sesiones.

2.7.2 Técnica Stanford

La técnica Stanford consiste en una modalidad de irradiación total de la piel con un haz de electrones que fue desarrollada en 1973 en la Universidad de Stanford. El paciente es tratado con 6 campos múltiples (anterior, posterior y 4 variantes oblicuas), se ilustra en la Figura 10. Las posiciones del paciente están espaciadas en intervalos de 60° . La técnica Stanford puede combinarse a su vez con la denominada técnica de haces angulados dual. Se imparten dos irradiaciones bajo los mismos parámetros, salvo la orientación del haz con respecto a la horizontal, se ilustra en la Figura 11.

La implementación del campo de angulación dual tiene por objetivo mejorar la uniformidad de la dosis en la superficie del paciente [18].

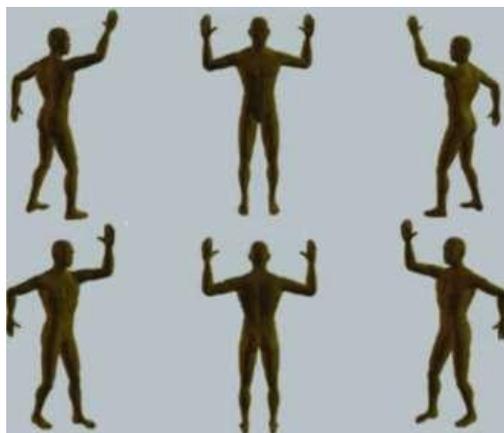


Figura 10. Técnica Stanford: posiciones del paciente para impartir radioterapia total de piel con haces de electrones; imagen modificada de [9].

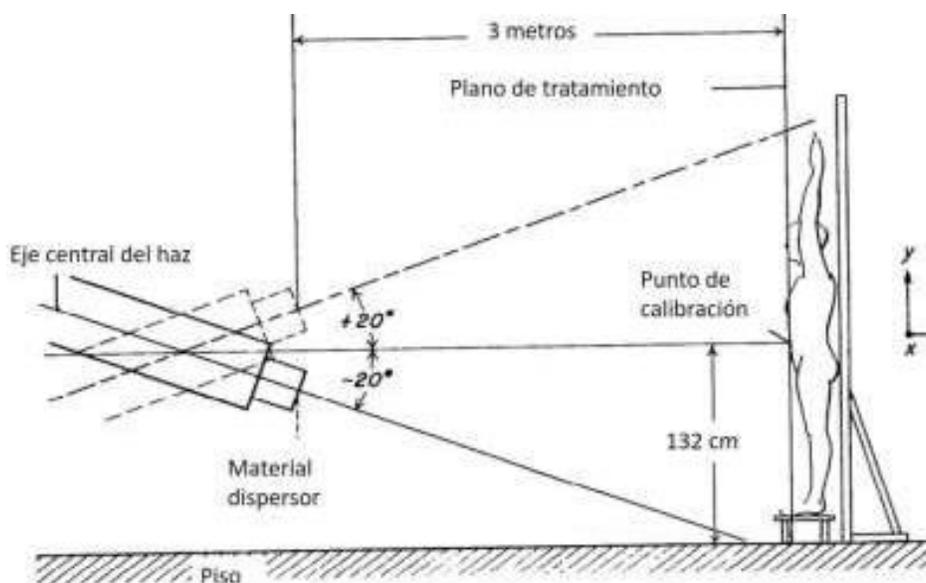


Figura 11. Técnica de irradiación dual con haces angulados; imagen modificada de [11].

Una ventaja que ofrece la técnica de dual es la disminución de la dosis impartida por rayos X de frenado, ya que ésta es más importante sobre el eje central del haz y disminuye en la dirección perpendicular al eje central. Aunque una desventaja es el tiempo que requiere el posicionamiento del gantry en las dos

angulaciones.

Actualmente en el departamento de radioterapia del INCan se usa una modificación de la técnica Stanford. El paciente se coloca en 4 diferentes posiciones y se utiliza un campo simple y no un campo dual, las posturas del paciente se ilustran en la Figura 12.

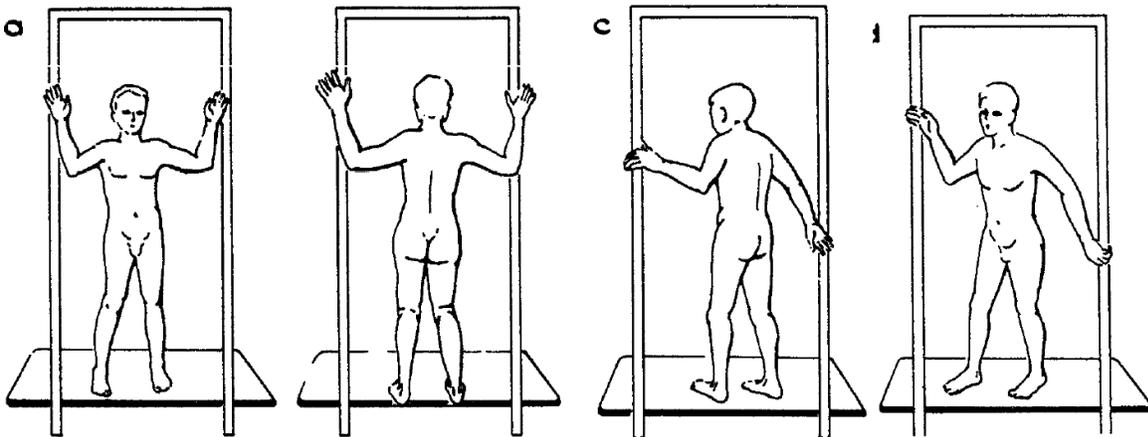


Figura 12. Modificación a técnica Stanford usada en el INCan para impartir radioterapia total de piel con haces de electrones

Las 4 imágenes mostradas en la Figura 12 constituyen una fracción completa y en el INCan se suele dividir en dos sesiones. En la primera se irradia al paciente en dos de las cuatro posiciones y en la segunda sesión se irradia al paciente en las dos posiciones restantes.

2.7.3 Técnica rotacional

La técnica rotacional es otra alternativa para impartir terapia total de la piel con haces de electrones que ofrece ciertas ventajas con respecto a la técnica Stanford. En el caso de un campo único, el haz está orientado de manera horizontal, en dirección del paciente. Durante la irradiación el paciente rota de manera automática, al estar colocado sobre una base rotatoria.

La velocidad de giro es constante y la distancia típica del paciente al isocentro en esta modalidad de tratamiento es de aproximadamente 250 cm [15].

En la Figura 13 se muestra un ejemplo de la implementación de esta técnica.

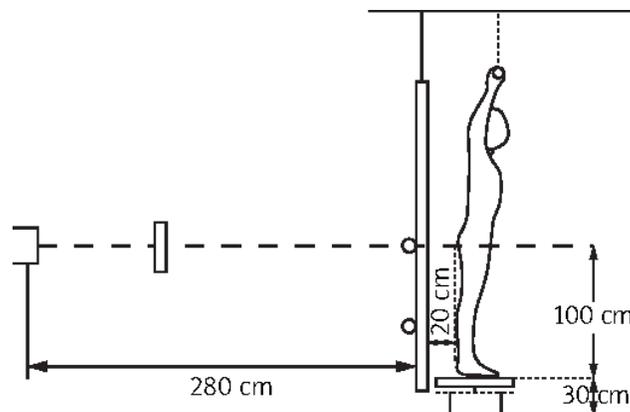


Figura 13. Técnica rotacional para impartir terapia de irradiación total de piel; a 20 cm de la superficie del paciente se ubica una pantalla dispersora de lucita, imagen modificada de [32].

2.7.4 Superficies dispersoras del haz y reductores de energía

Para impartir tratamientos de irradiación total de la piel con haces de electrones se requieren campos de electrones lo suficientemente grandes, uniformes y con energías en torno a los 3 MeV en la superficie del paciente. Para conseguir esto se interponen materiales entre la salida del haz y el paciente con el fin de

dispersar el haz de electrones para lograr a una mejor uniformidad en la distribución de dosis en la superficie del paciente y a su vez disminuye la energía del haz de electrones, de tal forma que en la superficie del paciente la energía del haz se aproxime a 3 MeV. Estos materiales son llamados dispersores y también se conocen como reductores de energía [18, 33].

Usualmente se recurre a superficies dispersoras de lucita, las dimensiones se aproximan a 2 m de altura, 1 m de ancho y espesor de 10 mm, aunque varían entre departamentos de radioterapia. Este tipo de dispersores se pueden colocar a la salida del haz o bien frente al plano de tratamiento, típicamente a 20 cm de distancia de la superficie del paciente, véase Figura 13 [13].

Capítulo 3 Metodología

En el presente capítulo se describen las medidas dosimétricas realizadas, que tuvieron el fin de validar la fuente de electrones simulada, también se describen los materiales y procedimientos que se llevaron a cabo.

Las medidas dosimétricas constaron de porcentajes de dosis en profundidad y perfiles fuera de eje.

Con respecto a las simulaciones, se describen las características de la fuente de electrones simulada, el maniquí y la geometría de irradiación.

3.1 Descripción del equipo

Las medidas experimentales se realizaron con un maniquí de agua PTW BEAMSCAN con paredes de PMMA, el espesor es de 15 mm y sus dimensiones son: 701 mm x 633 mm x 704 mm, el rango de escaneo es de 500 mm de largo y ancho y 415 mm de profundidad. Las irradiaciones se llevaron a cabo con un acelerador lineal Varian Clinac 2100 CD (véase Figura 15) que genera haces de fotones de 6 y 15 MV y haces de electrones de 4, 6, 9, 12 y 15 MeV. Para este trabajo se utilizó la energía de 6 MeV.

La cámara de ionización que fue usada para la dosimetría fue una cámara plano-paralela Advanced Markus modelo 34045 diseñada para electrones de alta energía. En la Figura 14 se muestra la cámara de ionización y en la Tabla 1 se muestran sus características.



Figura 14. Cámara de ionización plano-paralela PTW Markus advance modelo 34045

Tabla 1. Especificaciones de la cámara de ionización [34]

Especificación	Descripción
Magnitudes	Dosis absorbida en agua
Volumen sensible	0.02 cm ³
Voltaje aplicado a la cámara	300 V
Espesor de la pared	0.3 mm de polietileno
Condiciones operación	
Tamaño de campo	3 x 3 cm ² – 40 x 40 cm ²
Temperatura	10 °C – 40°C
Presión del aire	700 – 1060 hPa

3.1.1 Caracterización del haz de electrones

Con el fin de validar la calidad del haz de electrones simulada y la geometría de colimadores implementada (descrita en la sección 3.2.3) se midieron perfiles fuera de eje a profundidad de dosis máxima (1.3 cm) y se calculó el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a partir de curvas de ionización en profundidad en condiciones de referencia. Se realizó en configuración SSD = 100 cm (véase Figura 15).



Figura 15. a) Cámara de ionización montada sobre los rieles del tanque de dosimetría; b) Acelerador lineal Varian Clinac 2100 CD; tanque de dosimetría en geometría SSD para caracterización del haz de electrones

De acuerdo con la sección 2.5 la curva de ionización en profundidad fue corregida por las razones de poderes de frenado de agua y aire para obtener la distribución de dosis en profundidad.

3.2 Simulaciones Monte Carlo

Para el desarrollo de las simulaciones, se utilizó el código TOPAS (Tool for Particle Simulation) [35]. Mediante este código se estimaron distribuciones de dosis, así como curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) sobre el eje central del haz.

3.2.1 TOPAS

TOPAS es un código de simulación Monte Carlo que contiene versiones prediseñadas de Geant4 10.5.p01. Es una aplicación basada en c++. Algunas de sus principales características son las siguientes:

- Utiliza el método Monte Carlo para simular el paso de radiación ionizante a través de diversas geometrías, incluida la instrumentación médica, los detectores, entre otros.
- Modela partículas como: fotones, electrones, protones e iones pesados.
- Proporciona una gran biblioteca de módulos listos para usar, como geometría, scoring, filtrado, entre otros. Scoring se refiere a medidas de cantidades que son de interés, tales como la dosis en el medio, fluencia de energía, entre otros.
- Es capaz de simular haces de partículas en geometrías muy particulares, tales como el cabezal de un linac o el interior de un tubo de rayos X, entre otras.
- Es capaz de simular un máximo de $2 \cdot 10^9$ historias

Otra forma de simular haces de partículas sin la necesidad de construir la geometría del cabezal del acelerador lineal es a partir del espectro de energía del haz a la salida del cabezal. Lo anterior se ilustra en la Figura 16.

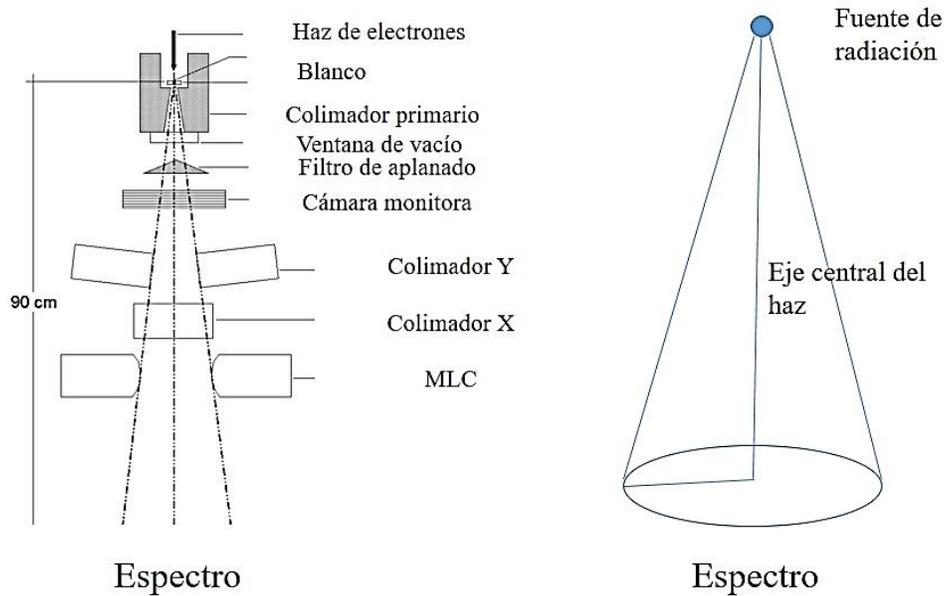


Figura 16. Espectro de salida de un haz de radiación al haber modelado el cabezal (izquierda); modelo de fuente puntual de radiación a partir del espectro calculado (derecha).

3.2.2 Espectro de energía de los electrones

Para las simulaciones realizadas en este trabajo, se recurrió a un espectro de electrones previamente calculado, tal como se explicó en los párrafos anteriores.

Se digitalizó el espectro de energía de un haz de electrones de un acelerador lineal Varian Clinac 2100 con el software libre Graph Grabber. El espectro de energía de electrones fue obtenido del trabajo de J. Deng et al. [36].

En la Figura 17 se muestra el espectro de energía de un haz de electrones, con energía nominal de 6 MeV.

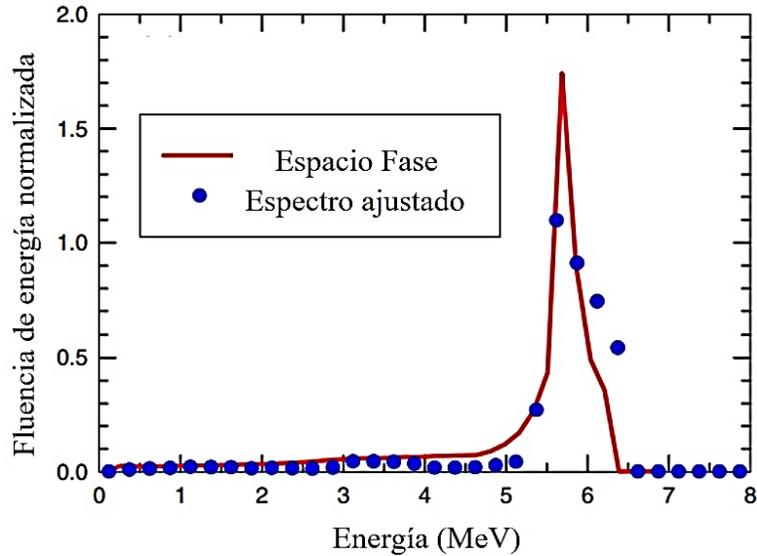


Figura 17. Espectro de energía de un haz de electrones de 6 MeV obtenido a partir de simulaciones Monte Carlo de un acelerador lineal Varian Clinac 2100, gráfica tomada y modificada de: [36].

Luego de digitalizar la curva, se normalizaron los valores del espectro con respecto al área bajo la curva.

3.2.3 Simulación de la fuente de electrones

A partir del espectro de energía anterior se simuló una fuente puntual de electrones con distribución angular Gaussiana.

Para obtener diferentes tamaños de campo se modificó la divergencia del haz de electrones (ángulo α) a partir de la siguiente expresión matemática y de acuerdo con la Figura 18.

$$\alpha = \arctan\left(\frac{TC/2}{100 \text{ cm}}\right) \quad (8)$$

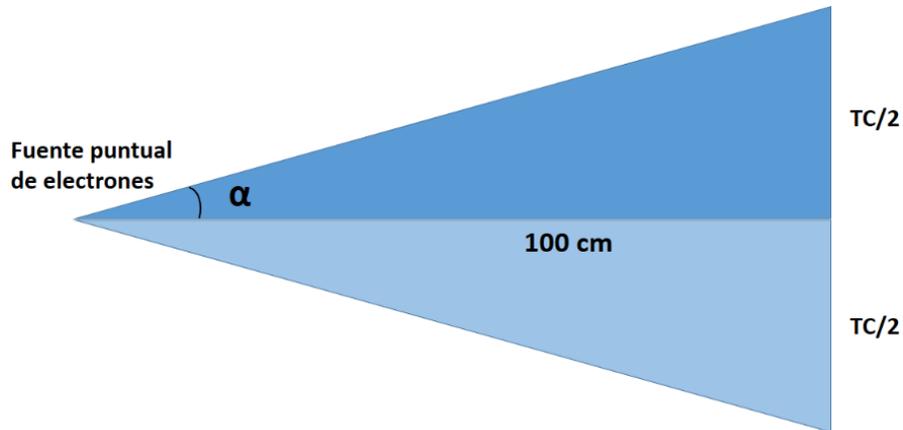


Figura 18. Divergencia del haz de electrones en función del tamaño de campo deseado; TC: tamaño de campo

Para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en isocentro se tomó un valor de TC = 10 cm y al aplicar la operación matemática se obtuvo un ángulo de 2.86°. Se hizo un procedimiento análogo para implementar el tamaño de campo utilizado en tratamientos TSET, que corresponde a 35 cm x 35 cm.

Por otro lado, para colimar el haz de electrones se implementaron quijadas (X-JAWS; Y-JAWS) de tungsteno como se ilustra en la Figura 19.

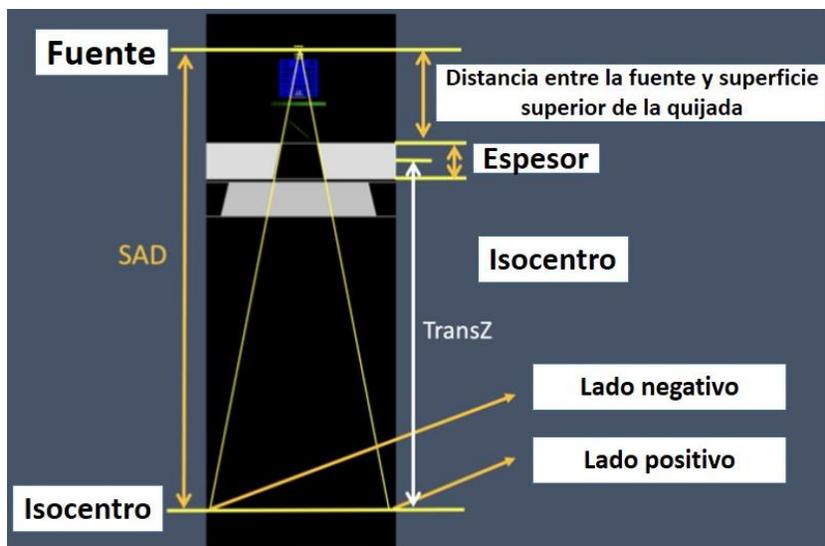


Figura 19. Implementación de quijadas para colimar el haz de electrones

El espesor de las quijadas fue de 7.8 cm, de acuerdo con las especificaciones del acelerador lineal Clinac 2100.

Para colimar el haz y lograr un tamaño de campo deseado, por ejemplo, de 10 cm x 10 cm, se asignó el valor de 5 cm y -5 cm para el lado positivo y lado negativo, respectivamente.

3.2.4 Caracterización del haz en condiciones de referencia

Para validar la simulación de la fuente de partículas y la geometría de colimadores implementada, se simuló un maniquí de agua de dimensiones 701 mm x 633 mm x 704 mm de acuerdo con las características del tanque de dosimetría de PTW (BeamScan).

Se usó una geometría SSD, es decir, la superficie del maniquí de agua se ubicó a una distancia de 100 cm de la fuente de electrones.

Lo anterior se visualiza en la Figura 20.

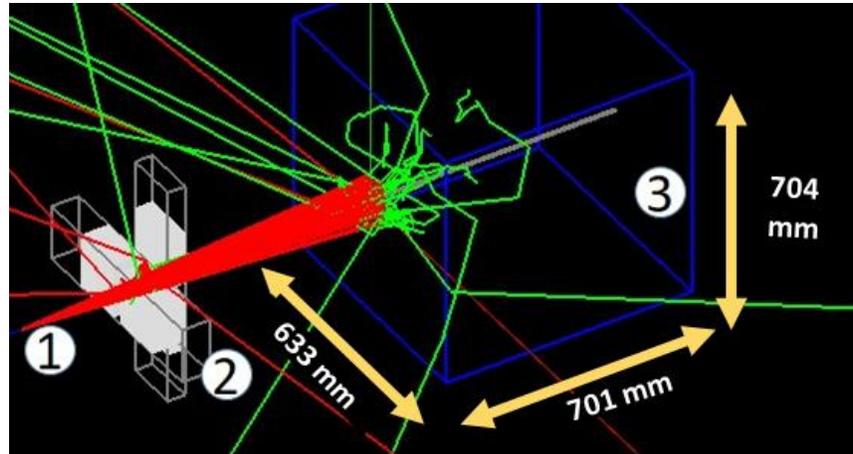


Figura 20. Irradiación a maniquí de agua, la superficie del maniquí está a 100 cm de la fuente de electrones; 1: fuente puntual de electrones; 2: XJaws, YJaws; 3: maniquí de agua; cada una de las flechas indican las dimensiones del maniquí

En esta configuración se estimaron perfiles fuera de eje y porcentajes de dosis en profundidad.

3.2.5 Validación de la distribución de dosis

En esta sección se describe la simulación de una irradiación a una caja de agua, con el propósito de comparar la distribución de dosis en superficie (obtenida de la simulación) con los resultados de un trabajo previo [37]. Esto tuvo la finalidad de corroborar que la distribución de dosis obtenida de la simulación reproduce la distribución de dosis que se obtuvo experimentalmente.

Descripción de [37]:

Este consistió en un reporte de dosimetría para un tratamiento a cuerpo entero con electrones realizado en el INCan por el M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y la M. en C. Flor Herrera Martínez. Se midió la distribución de dosis en

profundidad y en la superficie de un maniquí de agua con paredes de acrílico como la que se muestra en la Figura 21.

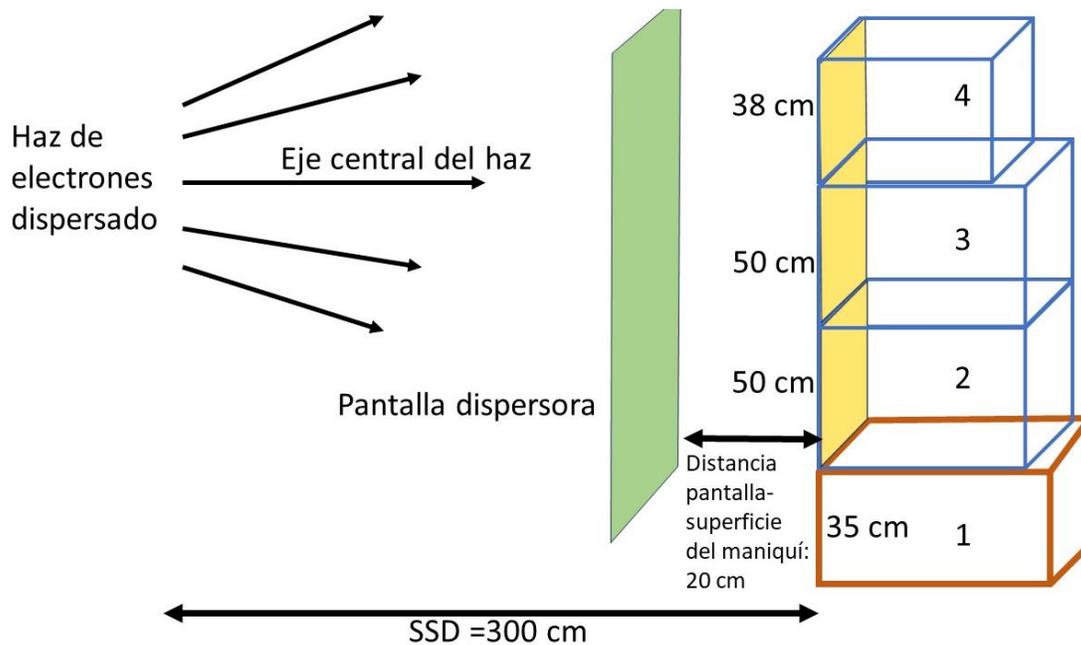


Figura 21. Ilustración de la configuración experimental implementada en [37]. Maniquí conformado de cajas de acrílico huecas para ser rellenas con agua. La caja que se muestra en la parte inferior (1) corresponde a una base de madera que es usada para colocar al paciente durante su tratamiento; las superficies amarillas en el maniquí representan la colocación de película para estimar la distribución de dosis en la superficie.

El gantry fue rotado a 270° con el fin de ser orientado hacia el maniquí. Se colocó una pantalla dispersora de lucita a 20 cm de la superficie anterior del maniquí y este se colocó a una SSD de 300 cm. Lo anterior fue con la finalidad de dispersar el haz de electrones. En esta configuración se estimó el porcentaje de dosis en profundidad y las distribuciones de dosis en la superficie del maniquí. Se utilizó película radiográfica EDR2.

Simulación:

La geometría de irradiación de la simulación fue idéntica a lo que se describe en el párrafo anterior. Se simuló una caja de agua con medidas de 138 cm de altura, 30 cm de ancho y 30 cm de profundidad. Así mismo, se simuló una pantalla dispersora a 20 cm de la superficie anterior del maniquí, sus dimensiones fueron: 2 metros de altura, 1 metro de ancho y 10 mm de profundidad. El maniquí se posicionó a una SSD de 300 cm.

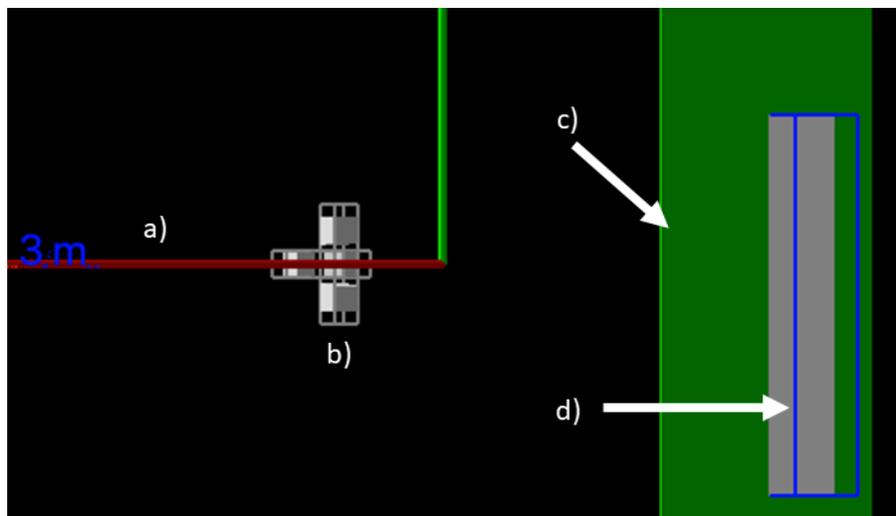


Figura 22. Geometría de irradiación a maniquí de agua; en a) se aprecia el eje central del haz de electrones; en b) se observan los colimadores; en c) se aprecia la pantalla dispersora de electrones; d) corresponde al maniquí de agua. Esta geometría corresponde a la misma que se muestra en la Figura 21 y en esta imagen se observa como fue simulado en Monte Carlo

Para comparar las distribuciones de dosis, primeramente, se normalizaron las distribuciones de dosis con respecto a su máximo. Posteriormente, se recurrió a la métrica de índice gamma. Consiste en una evaluación cuantitativa que compara dos distribuciones de dosis, una de ellas es tomada como referencia y la otra es evaluada.

El índice gamma evalúa punto por punto la diferencia de dosis y diferencia en distancia de la distribución de referencia respecto de la medida. Para ambas cantidades (dosis y distancia) se establecen valores de aprobación ΔD y Δd respectivamente. Se pueden seleccionar de manera arbitraria, aunque la exigencia de aprobación aumenta cuando se hacen cada vez más pequeños. En la literatura se tiene una nomenclatura de cuales fueron los valores de aprobación elegidos, el más habitual es 3%/3 mm, lo cual significa un valor de aprobación en la dosis es del 3% y 3 mm para la distancia [38].

Los valores de aprobación 3%/3 mm significa que para que un punto se considere aprobado, la diferencia en dosis (entre la distribución de medida y la simulada) debe estar dentro de un 3% con respecto a la distribución de referencia y a una distancia de 3 mm.

Ahora, una vez que todos los puntos han sido evaluados, se dice que la distribución de dosis pasó la prueba gamma si el 95% de los puntos evaluados obtienen un valor menor o igual a 1. Es importante mencionar que lo anterior no es una regla, pero que ha sido usada de forma habitual como criterio de aprobación [38].

Para llevar a cabo la prueba gamma se utilizó la herramienta de Python, en particular se utilizó la librería Dosepy [39].

3.2.6 Comparación de porcentaje de dosis en profundidad; medido y simulado a una SSD de 300 cm

En el trabajo [37] (mencionado en la sección 3.2.5) se midió el porcentaje de dosis en profundidad a una SSD de 300 cm con un campo único, como se ilustra en la Figura 23.

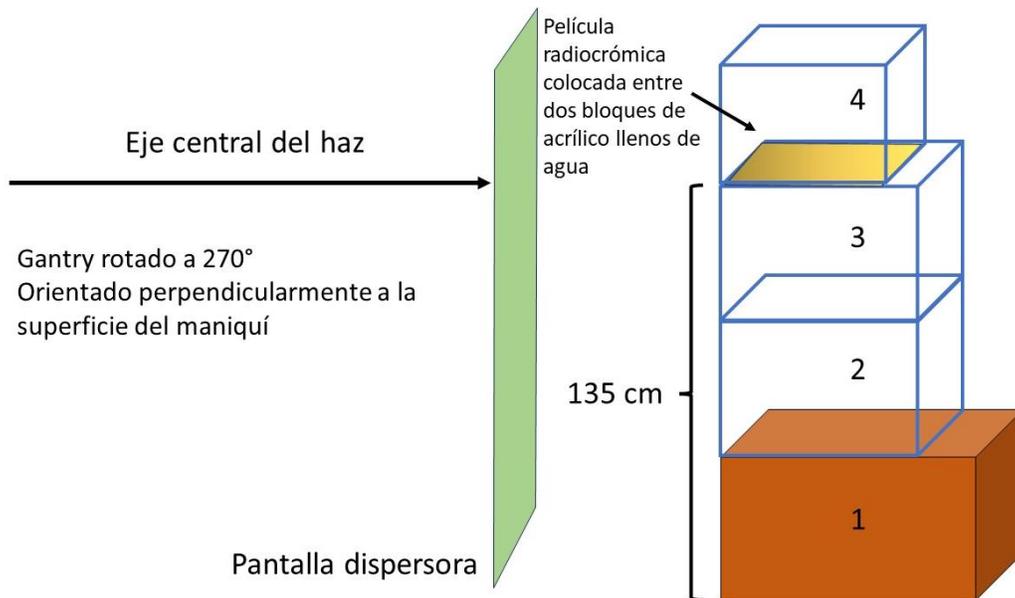


Figura 23. Arreglo experimental que fue usado en [37] para estimar el porcentaje de dosis en profundidad a una SSD de 300 cm. La caja 1 es una caja de madera que sirve de base para las cajas 2, 3 y 4 que son cajas de acrílico llenas de agua; entre las cajas 3 y 4 fue colocada una película radiocrómica tipo HD810 para medir la dosis en profundidad.

Como se ilustra, el PDD se estimó a una altura de 135 cm.

Con respecto a la simulación Monte Carlo, se simuló un maniquí de las mismas dimensiones (véase sección 3.2.5), se posicionó a una SSD de 300 cm y se estimó la dosis en la profundidad del maniquí a una altura de 135 cm con respecto a la base del maniquí.

3.2.7 Simulación de irradiación con técnica Stanford y RTSET

Para la implementación de ambas técnicas se irradió un maniquí de agua cilíndrico de dimensiones: 170 cm de altura y 20 cm de radio. El maniquí cilíndrico se posicionó a una distancia de 350 cm respecto de la fuente de electrones. Para lograr un tamaño de campo de 35 cm x 35 cm en isocentro se implementó una divergencia de 9.93° y el lado positivo y negativo de las quijadas se modificó a 17.5 cm para lograr dicho tamaño de campo.

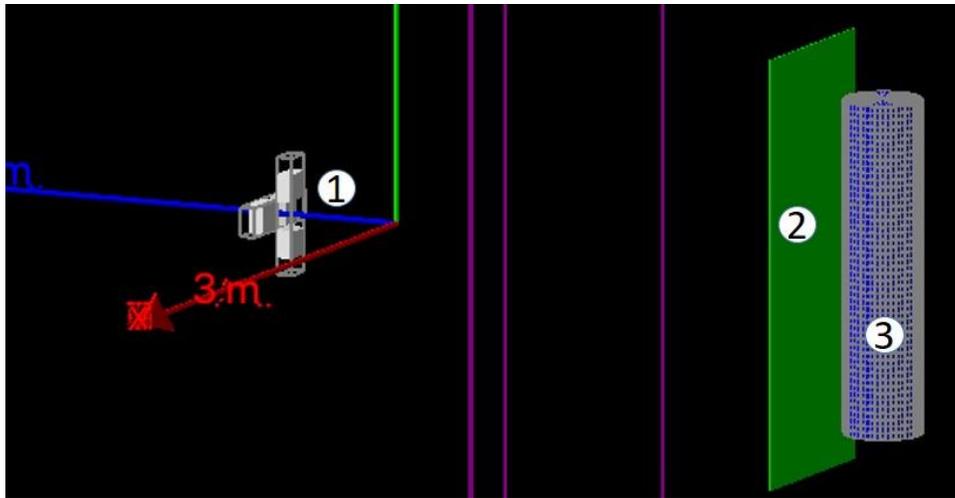


Figura 24. Geometría de irradiación para implementar técnica Stanford y RTSET; las quijadas para colimar el haz (1); la pantalla dispersora (2); maniquí de agua cilíndrico (3)

Para obtener los valores de dosis en la superficie del maniquí, se implementó una partición de su superficie usando coordenadas cilíndricas (r, ϕ, z) . Para esto se tomaron 50 cortes en la dirección del eje Z y del ángulo ϕ , como se ilustra en la Figura 25.

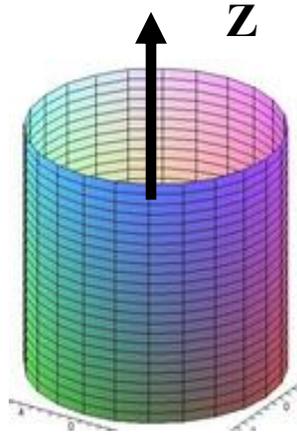


Figura 25. Ejemplo de partición de la superficie del maniquí cilíndrico para estimar la dosis en la superficie

Por otro lado, la fuente de electrones fue orientada hacía el maniquí, sobre el eje azul mostrado en la Figura 24.

Adicionalmente, se implementó una pantalla dispersora de electrones, que consta de una superficie de lucita de 2 metros de altura, 1 metro de ancho y 10 mm de profundidad. La superficie tuvo estas dimensiones con la finalidad de cubrir en su totalidad el maniquí cilíndrico y se posicionó a 20 cm de distancia de la superficie de este.

Para llevar a cabo la técnica Stanford y la técnica rotacional se implementó en Topas una característica llamada Time Feature.

La función Time Feature corresponde a un conjunto de parámetros que tienen la finalidad de describir el cambio de un valor en función del tiempo a lo largo de una simulación. Algunas de las utilidades de este tipo de funciones son trasladar y/o rotar componentes durante una simulación, entre otras. Para los fines de este trabajo, se utilizó lo anterior para rotar el maniquí cilíndrico durante la irradiación del haz de electrones.

Topas incorpora algunas funciones básicas como las siguientes: funciones escalón, lineales y algunas funciones periódicas como seno y coseno.

Para la técnica Stanford se recurrió a una función escalón. Esto tuvo la finalidad de rotar el maniquí de forma discreta y reproducir las 4 posiciones en las cuales se coloca el paciente para recibir la terapia con electrones. Esto se ilustra en la Figura 26.

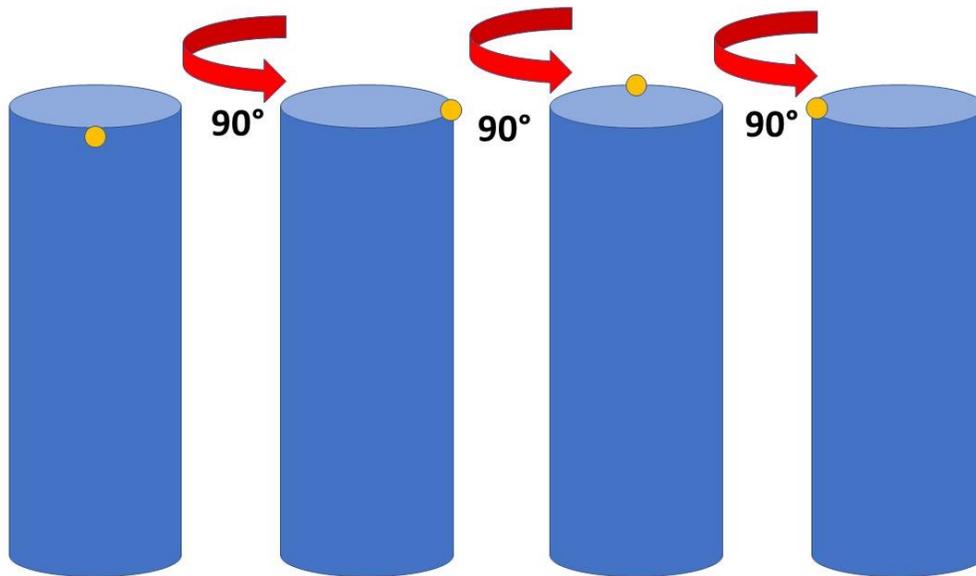


Figura 26. Rotación discreta del maniquí de agua para simular el tratamiento de 4 campos implementado en el INCan

Por otro lado, para la técnica rotacional se implementó un time feature de una función lineal. Esto con el propósito de que el maniquí de agua rotara a una velocidad constante y continua durante la irradiación. La velocidad de rotación fue de 2°s^{-1}

Para estudiar las diferencias entre las distribuciones de dosis se graficaron diversos perfiles verticales y un perfil horizontal. Se evaluó la planicidad (F) con la siguiente expresión.

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} * 100 \quad (9)$$

Por otro lado, para comparar de manera cuantitativa las distribuciones de dosis se realizó un t-test, que es una prueba estadística. El propósito de esta prueba fue obtener el valor p asociado. Este valor representa la probabilidad de que las diferencias observadas sean puramente por azar. Al plantear esta prueba estadística, se tiene la hipótesis nula H_0 y la hipótesis alternativa H_1 .

- H_0 : No hay diferencia estadísticamente significativa entre las distribuciones de dosis de ambas técnicas.
- H_1 : Existe una diferencia estadísticamente significativa entre las distribuciones de dosis de ambas técnicas.

La hipótesis nula es rechazada si el valor $p < \alpha$, donde α representa el nivel de significancia. Es habitual que $\alpha = 0.05$, aunque es importante mencionar que no es una regla.

Y por último se evaluaron histogramas de dosis-área (análogo a histogramas de dosis-volumen) con la finalidad de comparar las dos técnicas de tratamiento. Este tipo de histograma es una representación gráfica de la distribución acumulativa de la dosis en función del área del tejido irradiado.

Para obtener los histogramas de dosis-área respectivos se escribió un código en lenguaje Python.

3.2.8 Porcentaje de dosis en profundidad de técnicas Stanford y Rotacional

En la Figura 27 se ilustra la geometría en la cual se obtuvo el porcentaje de dosis en profundidad a lo largo de la dirección radial del maniquí cilíndrico de agua para la técnica Stanford y rotacional. La geometría y dimensiones del maniquí son las mismas que se describen en la sección 3.2.7, es decir, $SSD = 350$ cm, distancia pantalla-maniquí de 20 cm y 170 cm de altura y 20 cm de radio.

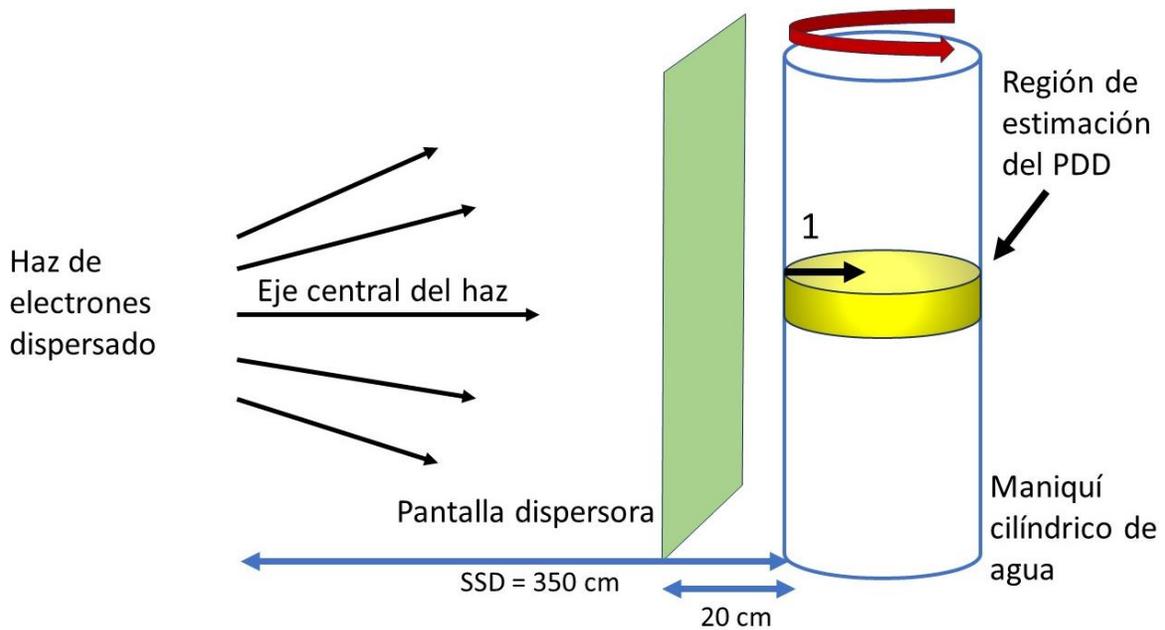


Figura 27. Geometría implementada en la simulación MC. La estimación del PDD se realizó en el disco ubicado en la región central del maniquí; en 1 se muestra la dirección en la cual fue estimado

Para ambas técnicas el maniquí rotó con respecto a su eje central, para el caso rotacional rotó a velocidad constante de 2°s^{-1} , y para el caso Stanford rotó de forma discreta en las 4 posiciones que se ilustran en la Figura 26. Se obtuvo la dosis en la dirección radial del cilindro a una, a la altura del eje central del haz (85 cm de altura con respecto a la base del cilindro).

Es importante mencionar que, para ambas técnicas la dosis se acumula conforme el maniquí rota, hasta completar una rotación de 360° .

Capítulo 4 Resultados y Discusión

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de la metodología descrita en el capítulo anterior. Se muestran las curvas que resultaron de la caracterización del acelerador Clinac 2100 en condiciones de referencia, las curvas que resultan de las simulaciones y las distribuciones de dosis en geometrías TSET y RTSET.

4.1 Caracterización del haz de electrones de 6 MeV y validación de la calidad del haz

4.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad en condiciones de referencia

En la Figura 28 se muestran las curvas de PDD para un haz de electrones de 6 MeV, con técnica SSD de 100 cm para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en la superficie del maniquí de agua obtenido en la clínica y en la simulación Monte Carlo.

Y las características más importantes que se obtienen de las curvas anteriores se muestran en la Tabla 2.

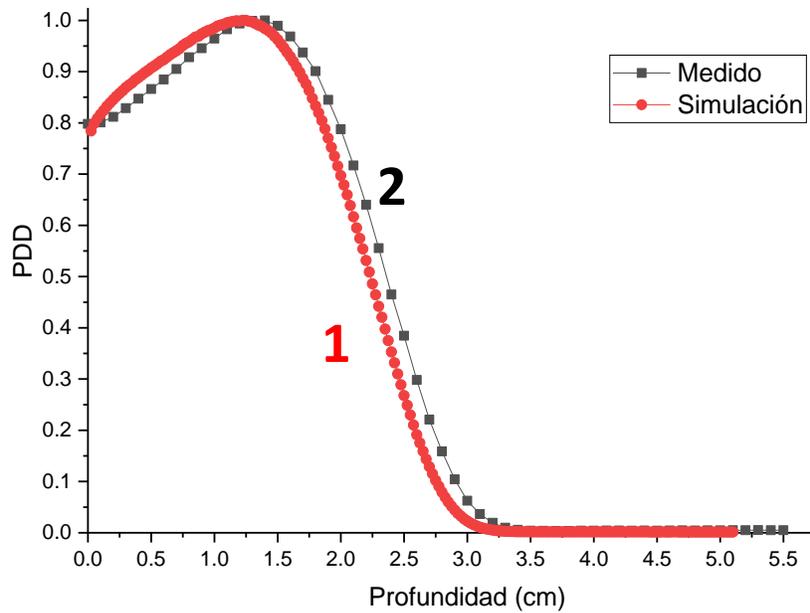


Figura 28. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad simulada (1) y medida en la clínica (2)

Tabla 2. Valores de parámetros obtenidos para curva de PDD de 6 MeV; en la última columna se muestran los valores típicos según Podgorsak para los diferentes parámetros [40]

Curva	a) Medida	b) Simulada	c) Podgorsak
Profundidad (D_{max})	1.30 gr/cm ²	1.23 gr/cm ²	1.3 gr/cm ²
R_{50}	2.35 gr/cm ²	2.23 gr/cm ²	2.2 gr/cm ²
PDD en superficie	83%	78%	81%
R_{80}	1.97 gr/cm ²	1.86 gr/cm ²	1.8 gr/cm ²

Al comparar los valores medidos y simulados se encontró una diferencia porcentual de 5.3%, 5.1%, 5% y 5.5% para profundidad D_{max} , R_{50} , PDD en superficie y R_{80} .

Estos resultados están dentro de un rango cercano al 5%, lo cual, según el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA-TECDOC-1151) [41] establece una tolerancia aceptable para las discrepancias entre cálculos y medidas del 4%. Además, al contrastar los valores de la columna b) y c), se encontró que las diferencias porcentuales son incluso menores, quedando debajo del 3%. Esto respalda la conclusión de que las diferencias porcentuales entre la simulación y las medidas son aceptables, de tal modo que se validó la simulación.

4.1.2 Perfiles de dosis

En la Figura 29 se muestran las gráficas de los perfiles de dosis para un tamaño de campo cuadrado de 10 cm.

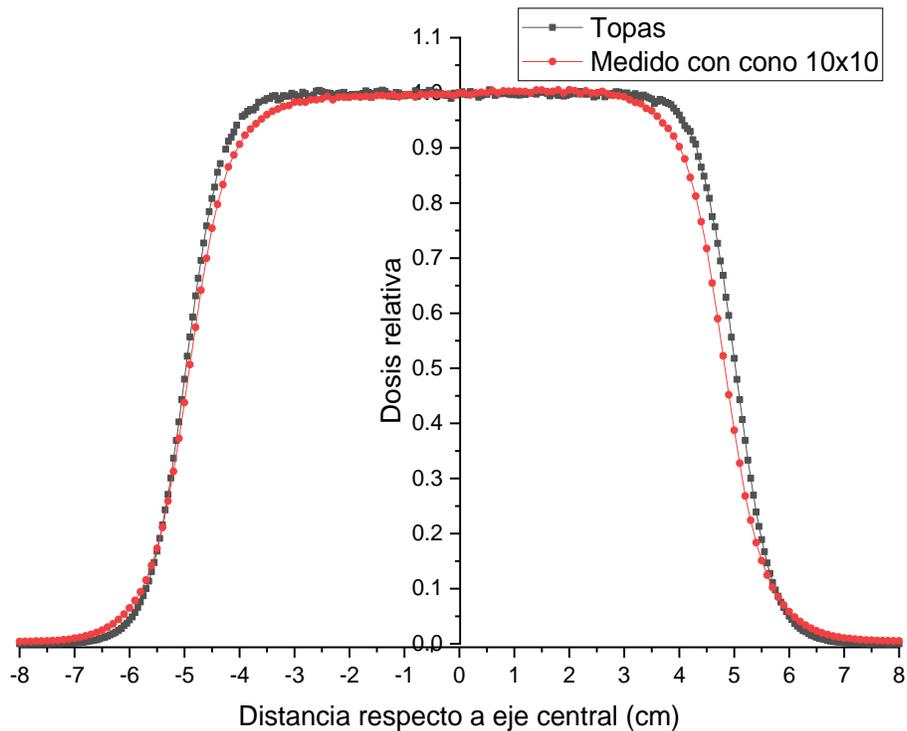


Figura 29. Perfil de dosis medido en profundidad de dosis máxima. Los puntos rojos corresponden a las medidas; la línea roja es la interpolación entre puntos. Los puntos de la curva negra representan el perfil que se obtuvo a partir de la simulación Monte Carlo.

El ancho del perfil obtenido a partir de la simulación Monte Carlo fue de 9.9 cm y para el perfil medido el ancho fue de 9.8 cm. Si se considera el tamaño de campo nominal (10 cm x 10 cm) como el 100%, existe una diferencia porcentual con respecto a la simulación del 1% y del 2% para el perfil medido.

De forma análoga, las diferencias porcentuales anteriores están dentro de la tolerancia que establece el Organismo Internacional de Energía Atómica en el TECDOC-1151 [41] de tal modo que esto valida la simulación del haz de electrones.

4.2 Validación de la distribución de dosis

En esta sección se presentan los resultados obtenidos de la validación de la distribución de dosis que se describe en la sección 3.2.5.

En la Figura 30 se muestran las distribuciones de dosis, una obtenida de la simulación Monte Carlo y la otra que se obtuvo experimentalmente de [37].

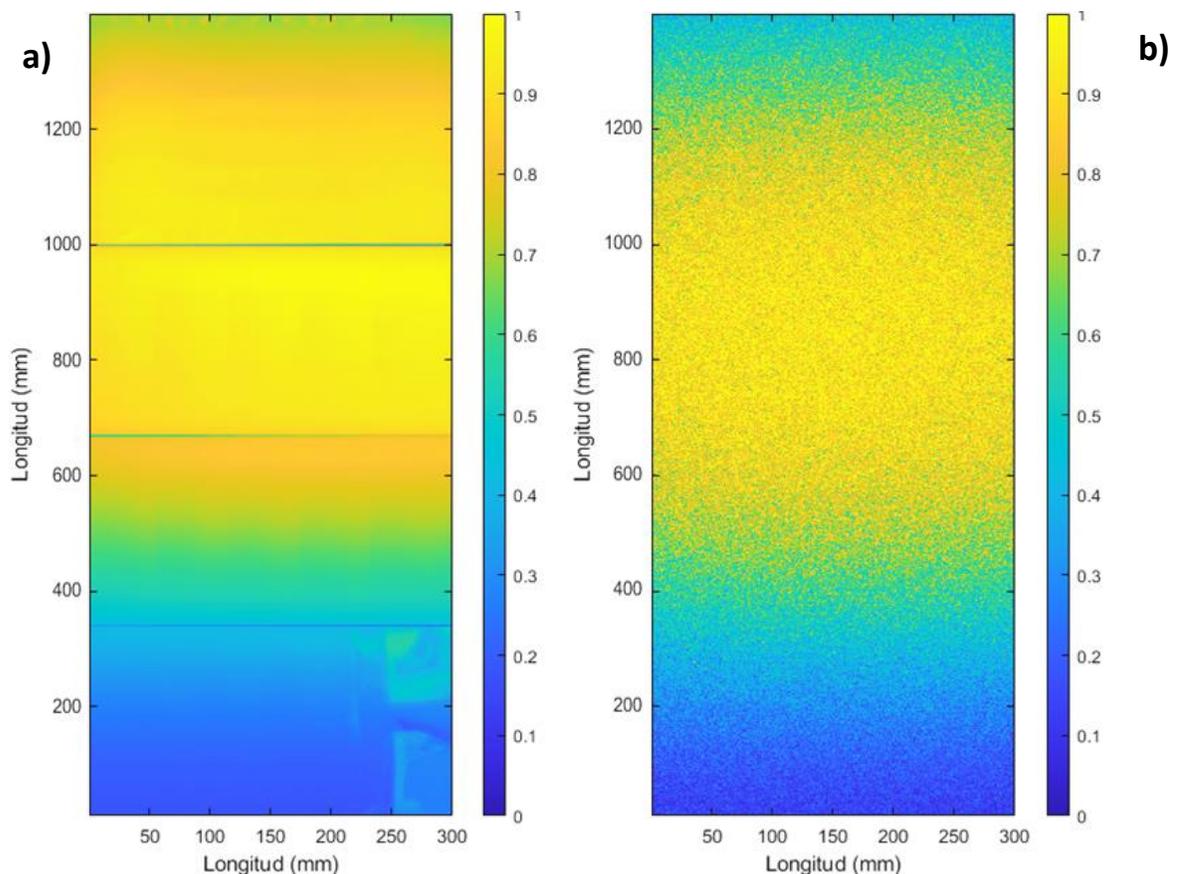


Figura 30. Distribuciones de dosis. En a) se muestra la distribución que fue obtenida experimentalmente. Las líneas horizontales que atraviesan la distribución de dosis corresponden a la frontera entre dos películas adyacentes; en b) se muestra la distribución de dosis que fue obtenida a partir de la simulación MC.

En la Figura 30 se observan las distribuciones de dosis en la superficie del maniquí de agua, las dimensiones son 1,380 mm de altura y 300 mm de ancho. Además, se puede apreciar a la derecha de cada gráfica las escalas de porcentaje de dosis en la superficie, dado que cada distribución fue normalizada con respecto a su valor de dosis máximo. Cualitativamente dos aspectos que destacan son los siguientes: en a) se observan líneas horizontales y corresponden a la separación entre dos películas adyacentes. Por otro lado, en b) se observan valores de dosis con ruido, es decir, fluctuaciones en la dosis. Esto ocurre por la fluencia de partículas que fue simulada, ya que en TOPAS hay un límite para el número de historias simuladas, que corresponde a $2 \cdot 10^9$. Este valor, no puede equipararse con la fluencia que es capaz de otorgar un acelerador lineal, de tal modo que se tiene la presencia de ruido en la distribución.

Ahora, para validar la simulación computacional se realizó un análisis cuantitativo utilizando el índice gamma con índices de aprobación 3%/3 mm, 5%/3 mm y 5%/5 mm. Con respecto a los tres casos: 3%/3 mm, 5%/3 mm y 5%/5 mm se encontró una tasa de aprobación del 86%, 91% y 96%, respectivamente. En los primeros dos casos se obtuvieron tasas menores que 95% y en el tercero la tasa fue superior. Estas tasas menores que 95% pueden deberse a la presencia de ruido en la distribución evaluada (véase Figura 30 b). Para disminuir este factor se podría elevar el número de historias y realizar diversas simulaciones con el fin de promediar los valores de dosis en cada uno de los bins que conforman al maniquí. En el tercer caso se obtuvo una tasa del 96%. Al ser un índice de aprobación menos estricto, hay una mejor concordancia entre las distribuciones de dosis evaluadas. Ahora, para entender los resultados anteriores es importante mencionar que en un análisis gamma

evalúa todos los puntos de la distribución de dosis con respecto a una distribución de dosis de referencia. Clínicamente se ha tomado como criterio que una distribución de dosis es aceptable cuando el 95% de los puntos que la componen, aprobaron los criterios. De este modo, se concluye que la tasa de aprobación del 96% obtenida con el criterio 5%/5 mm es aceptable y por tanto el análisis anterior valida la distribución de dosis generada por el espectro de electrones de 6 MeV simulado en Monte Carlo. Es importante aclarar que el criterio de una tasa de aprobación mayor que 95% para los puntos de alguna distribución de dosis, es utilizado con mayor frecuencia en tratamientos con fotones de alta energía y en tratamientos especializados y/o avanzados, como el control de calidad paciente específico^a o técnicas avanzadas de radioterapia como la arcoterapia volimétrica de intensidad modulada^b (VMAT por sus siglas en inglés). La aplicación del índice gamma a simulaciones y/o tratamientos con haces de electrones de alta energía es menos convencional, por lo que no se hallan criterios para evaluar las distribuciones de dosis generadas por este tipo de partículas.

a: consiste en aplicar el plan de tratamiento a un maniquí y comparar la distribución de dosis con la entregada por el sistema de planeación para garantizar la correcta aplicación de la dosis al paciente.

b: es una técnica de tratamiento basada en la administración de la radiación de manera adaptada a la geometría de la lesión [42].

4.3 Porcentaje de dosis en profundidad medido y simulado a una SSD de 300 cm

En esta sección se presenta la comparación entre las Curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) obtenidas a partir de la simulación Monte Carlo y las mediciones realizadas en la clínica.

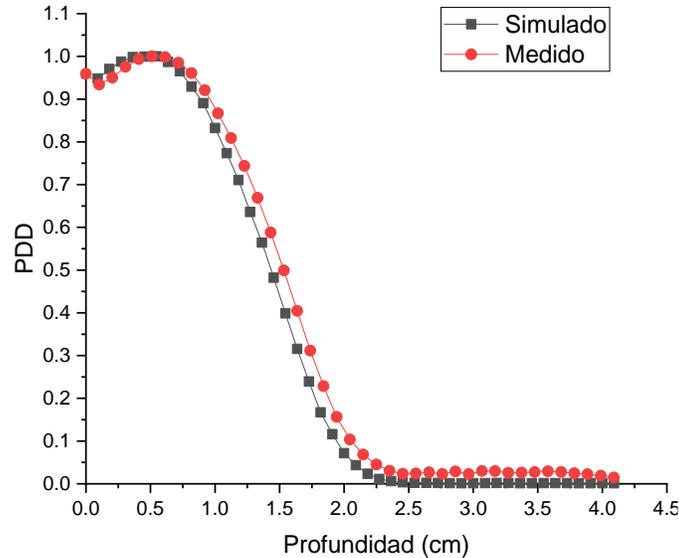


Figura 31. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones de energía nominal de 6 MeV a una SSD de 300 cm. Los puntos en rojo corresponden a los datos de la curva medida y en negro los puntos de la curva que fue resultado de la simulación.

Tabla 3. Parámetros de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad

Parámetro	PDD simulada	PDD medida
PDD Superficie	94%	95%
R_{50} [gr/cm ²]	1.43	1.53
R_{80} [gr/cm ²]	1.05	1.11
Profundidad (D_{max}) [gr/cm ²]	0.54	0.51

Al comparar los parámetros representativos de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad se observa una buena concordancia, ya que las diferencias porcentuales para PDD en superficie, R_{50} , R_{80} y profundidad D_{max} son del 1%, 6.5%, 5.4% y 5.8% respectivamente, de tal manera que la simulación reproduce el comportamiento encontrado en la clínica.

4.4 Distribuciones de dosis en el plano de tratamiento con técnica Stanford y técnica rotacional

Como resultado de las simulaciones Monte Carlo para la técnica Stanford y RTSET, implementando la geometría de la sección 3.2.7 se obtuvieron los valores de dosis para las coordenadas de la superficie del maniquí en dos archivos **csv** (respectivamente) ordenados en columnas de la siguiente manera: $(r, \phi, z, \text{dosis})$.

Estos valores fueron reordenados para obtener una matriz de dosis como se ilustra en la Figura 32.

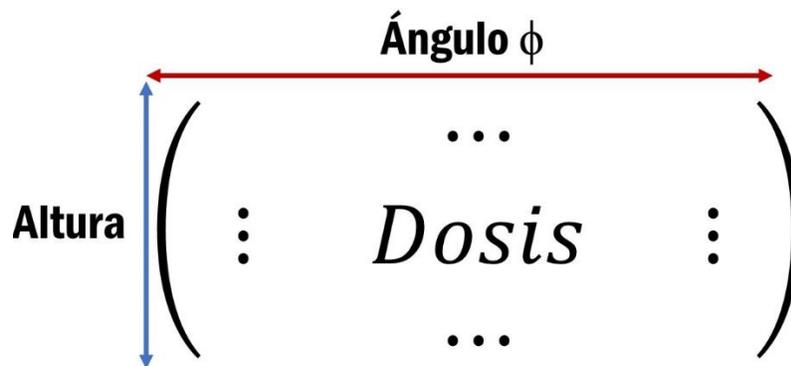


Figura 32. Reordenamiento de los valores de dosis en forma de matriz

La dimensión de la matriz anterior es de 50x50, de acuerdo con la sección 3.2.7 donde se especifica la partición al maniquí. Los valores de dosis se normalizaron con respecto al valor máximo.

En la Figura 33 y Figura 34 se muestran las distribuciones de dosis asociada a la técnica rotacional y Stanford respectivamente.

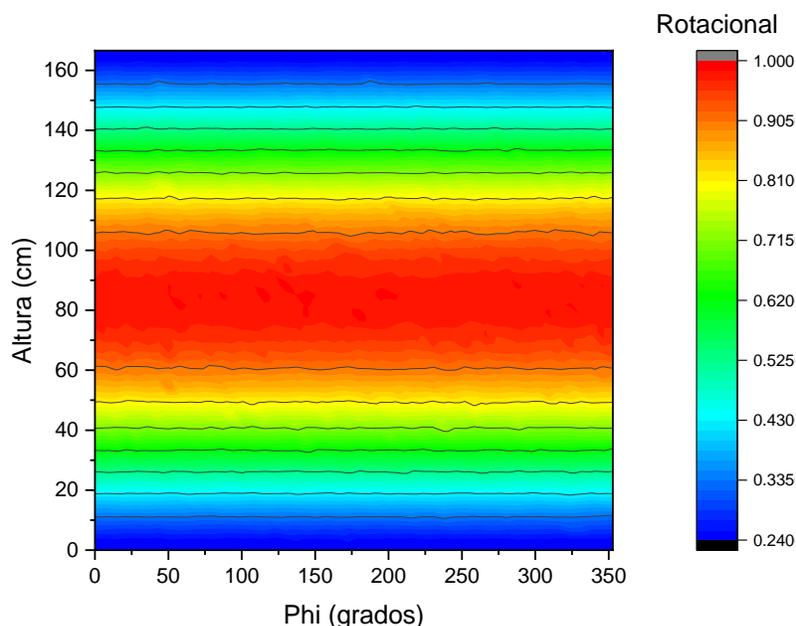


Figura 33. Distribución de dosis obtenida a partir de la técnica rotacional. Dada la normalización respecto del valor máximo de dosis, la escala vertical de la derecha indica el porcentaje de dosis en la superficie

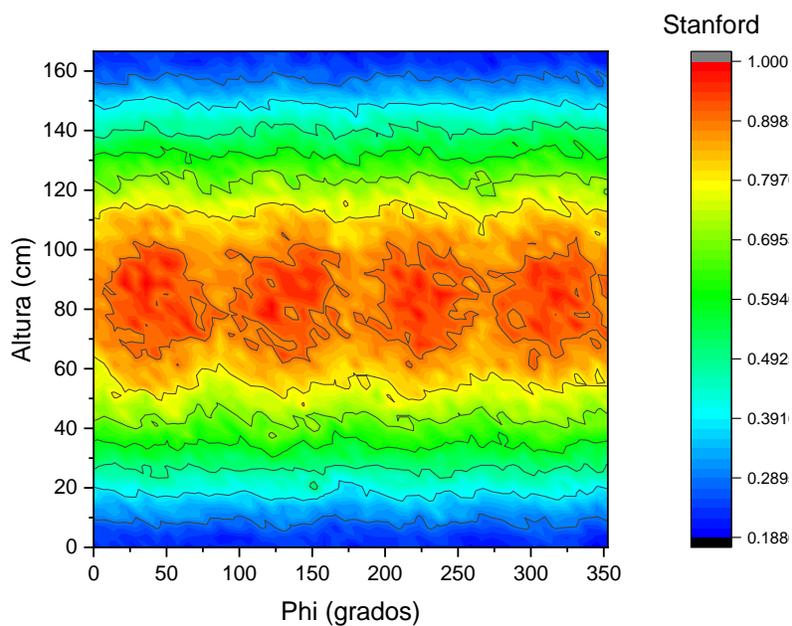


Figura 34. Distribución de dosis obtenida a partir de la técnica Stanford de 4 campos implementada en el INCAn. Dada la normalización respecto del valor máximo de dosis, la escala vertical de la derecha indica el porcentaje de dosis en la superficie

Es importante mencionar que las distribuciones de dosis de la Figura 33 y Figura 34 no cumplen con las recomendaciones de uniformidad que se menciona en el TG-23. Esto pudo deberse a que se implementó un campo simple en lugar de un campo dual, con el cual se ha demostrado una mejora en la uniformidad, cumpliendo con las recomendaciones [43]. Así mismo, aumentar la distancia entre la superficie anterior del maniquí y la fuente de electrones para lograr una mejor cobertura. En otros trabajos se ha implementado un valor de SSD = 500 cm [44].

Ahora, con respecto a la Figura 34, se aprecian cuatro zonas en las que la intensidad de dosis es mayor con respecto al resto. Esto se debe a la naturaleza de la técnica Stanford, en la cual el maniquí es irradiado en 4 diferentes orientaciones (véase sección 3.2.7). A diferencia de la Figura 33 en donde el maniquí rota a velocidad constante y se observa una mayor uniformidad a primera vista en la región central.

A partir de las distribuciones de dosis Stanford y Rotacional que se muestran en las dos figuras anteriores, se obtuvo el porcentaje de la superficie del maniquí que recibió una dosis entre el 90% y 100% con el fin de cuantificar la cobertura del área de tratamiento para cada una de las técnicas. Los resultados obtenidos revelaron diferencias significativas. Específicamente, se observó que un 28% de los píxeles de la distribución de dosis obtenida mediante la técnica rotacional se encontraban en el rango del 90% y 100%. En contraste, solo un 12% de los píxeles para el caso de la técnica Stanford se encontraban en el rango del 90% y 100%. Lo anterior muestra que la técnica rotacional alcanza una cobertura 16% mayor que la técnica Stanford.

Por otro lado, para ver las diferencias entre las distribuciones de dosis, se tomaron perfiles verticales y uno horizontal en ambas distribuciones como se

ilustra en la Figura 35. Se tomaron de esta forma ya que los perfiles atraviesan las regiones de mayor intensidad de dosis (79° , 137° , 180° , 223° y 273°).

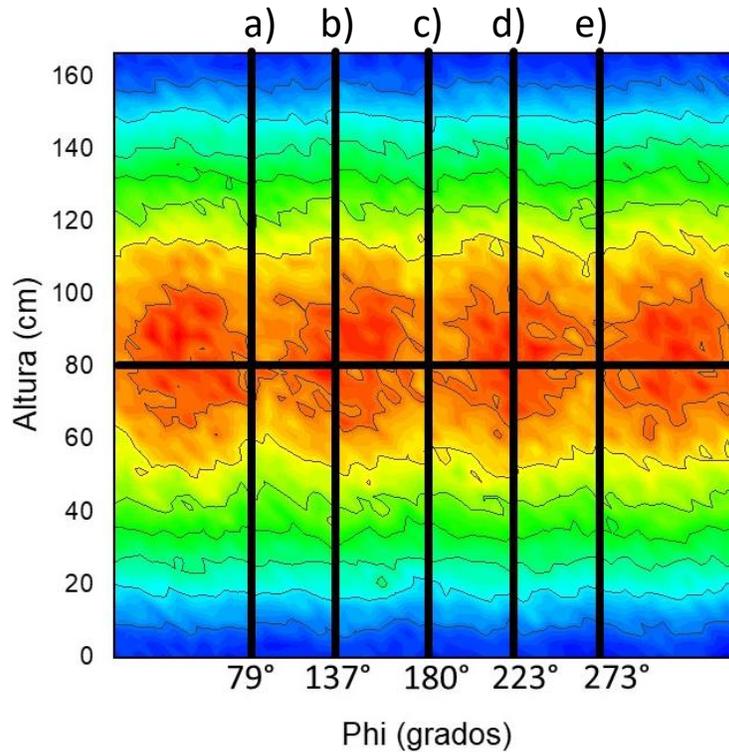


Figura 35. La línea horizontal representa el perfil horizontal y cada línea vertical representa los valores de dosis que componen a los perfiles verticales. Se realizó una comparación de perfiles para las técnicas RTSET y Stanford

En las siguientes gráficas se muestra la comparación de los perfiles verticales para cada una de las técnicas y para cada valor de ϕ .

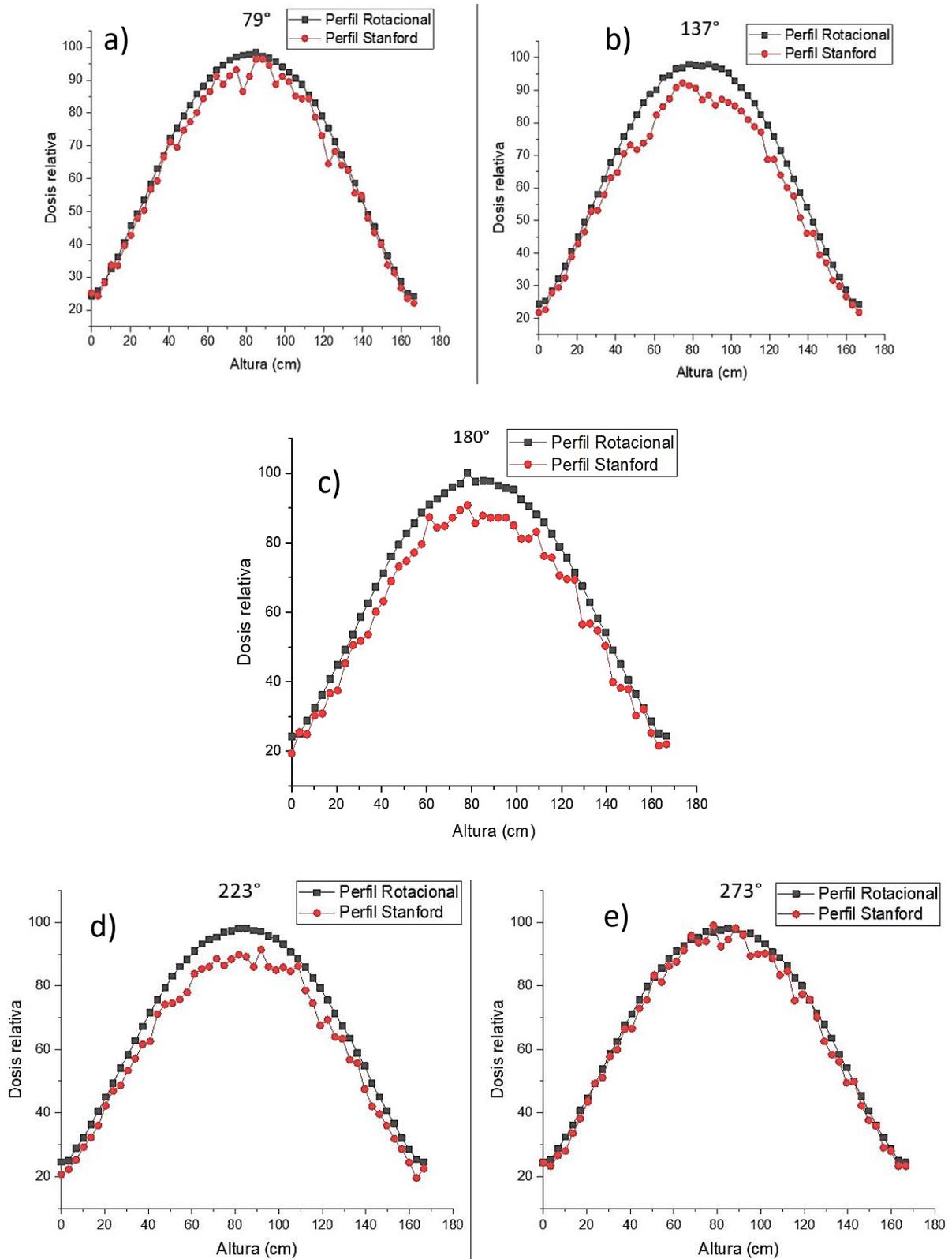


Figura 36. Perfiles verticales de las técnicas Stanford y rotacional; estos perfiles aparecen en el mismo orden que se muestra en la Figura 35

Se observa que los valores de dosis (ejes verticales de la Figura 36) varían desde el 25% al 100%. Esta variación pudo deberse a que se usó un campo único orientado de forma perpendicular a la superficie del maniquí, de tal manera que la intensidad del haz es más importante en la dirección del eje central y menor en la parte superior e inferior del maniquí. Así que, para solucionar esto y mejorar la uniformidad se podrían implementar campos de ángulos duales en trabajos futuros con el fin de mejorar la calidad del tratamiento en el ámbito clínico. Con respecto a las gráficas b), c) y d) se observan valores menores en la dosis para los perfiles Stanford con respecto a los perfiles de la técnica rotacional en la región central (comprendida entre 50 y 120 cm). En promedio, las diferencias entre cada par de perfiles son del 6%, 10% y 5% para b), c) y d) respectivamente. Esto indica que la técnica rotacional permite impartir valores de dosis mayores con respecto a la técnica Stanford en la región central.

Por otro lado, los perfiles horizontales para ambas técnicas se muestran en la Figura 37.

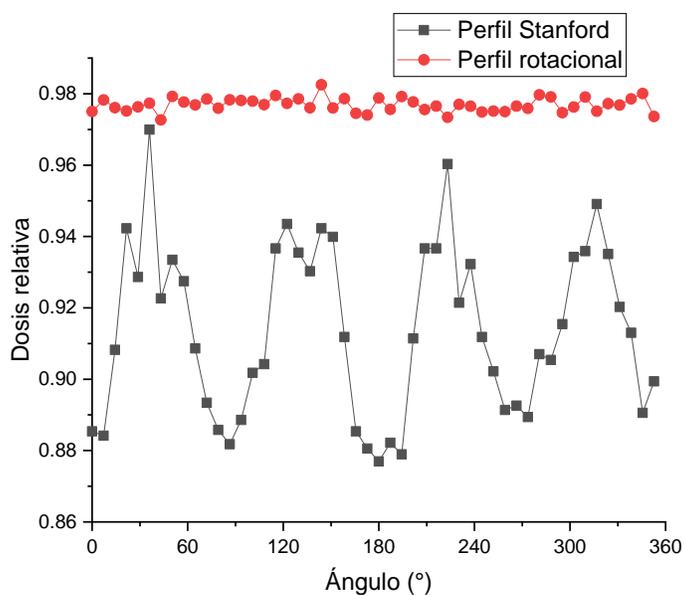


Figura 37. Perfiles centrales horizontales de la técnica RTSET y Stanford. Respecto a la Figura 35, este perfil se obtuvo a una altura de 80 cm, que corresponde al perfil central.

Los valores de dosis del perfil rotacional fluctúan en torno al 97% con un aplanado del 0.5%, en contraste con el perfil Stanford, el cual presenta 4 máximos locales que provienen de los 4 campos implementados. En este caso, los valores de dosis oscilan entre el 88% y 97% de dosis y el aplanado fue del 5%. Así que, con la técnica rotacional se tiene un mejor control y consistencia en la entrega de dosis en la dirección horizontal del maniquí.

4.4.1 Prueba estadística realizada a las distribuciones de dosis rotacional y Stanford

Con respecto a la prueba estadística, los resultados del análisis t-test revelaron un valor de $p < 0.05$, lo que indica con un alto nivel de confianza que existen diferencias estadísticamente significativas entre las dos distribuciones de dosis.

De lo anterior es importante destacar que, al obtener diferencias estadísticamente significativas, se proporciona una base sólida para afirmar que la técnica rotacional y la técnica Stanford no generan las mismas distribuciones de dosis en la irradiación de piel con electrones. Aunque la significancia estadística por sí sola no proporciona información detallada sobre la naturaleza de estas diferencias, es el punto de partida para un análisis más profundo y relevante.

4.4.2 Histogramas de dosis-área

Finalmente, se muestran los histogramas dosis-área en la Figura 38.

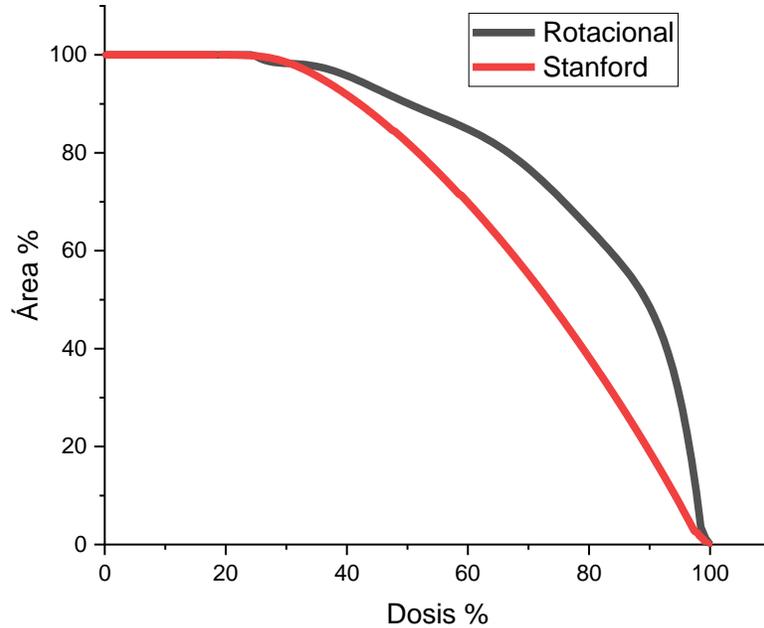


Figura 38. Histogramas de dosis-área obtenidos a partir de las distribuciones de dosis de las técnicas rotacional y Stanford.

En la Figura 38 se presentan los histogramas dosis-área obtenidos a partir de las técnicas rotacional y Stanford. Estas curvas muestran la cobertura de la dosis en la superficie del maniquí para ambas técnicas.

En un inicio, ambas curvas presentan un mismo comportamiento ya que el 100% del área recibe el 30% de la dosis. A partir de este punto ambas curvas decrecen y se aprecia la diferencia. La técnica rotacional ofrece una mayor cobertura en el área irradiada y esta observación se consolida al examinar algunos puntos del histograma. Por ejemplo, el 64% del área del maniquí recibe al menos el 80% de la dosis con la técnica rotacional, mientras que solo el 36% del área logra lo mismo con la técnica Stanford.

Lo anterior muestra una superioridad de la técnica rotacional y esto podría influir positivamente en la efectividad del tratamiento al lograr una mayor cobertura.

Es importante mencionar que estos resultados fueron en condiciones de SSD = 350 cm y con un solo campo. Ya que recientemente Ding et al [45] menciona en su trabajo que ambas técnicas brindan una cobertura de dosis en la piel similar para SSD = 316 y SSD = 500 cm. Utilizaron la técnica de campos duales y 6 campos duales para las técnicas rotacional y Stanford, respectivamente.

De tal manera que, de lo anterior se concluye que las distribuciones de dosis obtenidas en tratamientos de irradiación total de piel dependen particularmente de la cantidad de campos implementados (único o dual) y de la SSD (que a su vez depende del departamento de radioterapia en cuestión). Además, la cobertura y la uniformidad en la dosis pueden mejorar cuando se implementan campos duales de acuerdo con Ding et al [45].

Para finalizar esta sección, se mencionan algunas ventajas adicionales de implementar la técnica rotacional, aunque no provienen de los resultados de este trabajo.

Se incluye una reducción en el tiempo de posicionamiento del paciente y en el tiempo total de tratamiento, lo que contribuye a reducir la incomodidad del paciente durante las sesiones de radioterapia. Además, esta técnica permite la irradiación de pliegues anatómicos, como las axilas y esto contribuye a una mejor cobertura, esto de acuerdo con Diamantopoulos et al [18].

Un trabajo a futuro realizado en la clínica podría mostrar resultados más contundentes con el uso de un maniquí antropomórfico que toma en cuenta la curvatura de la piel y de algunos pliegues anatómicos. De esta forma podría

elaborarse un protocolo de irradiación total de piel con electrones con la técnica rotatoria con el objetivo de mejorar la calidad del tratamiento y así contribuir con el bienestar del paciente.

4.5 Porcentaje de dosis en profundidad con técnicas Stanford y Rotacional

En la Figura 39 se muestran los PDD's en condiciones de la técnica Stanford, en la cual hubo contribución de los 4 campos y en condiciones de la técnica rotacional (como se describe en 3.2.7).

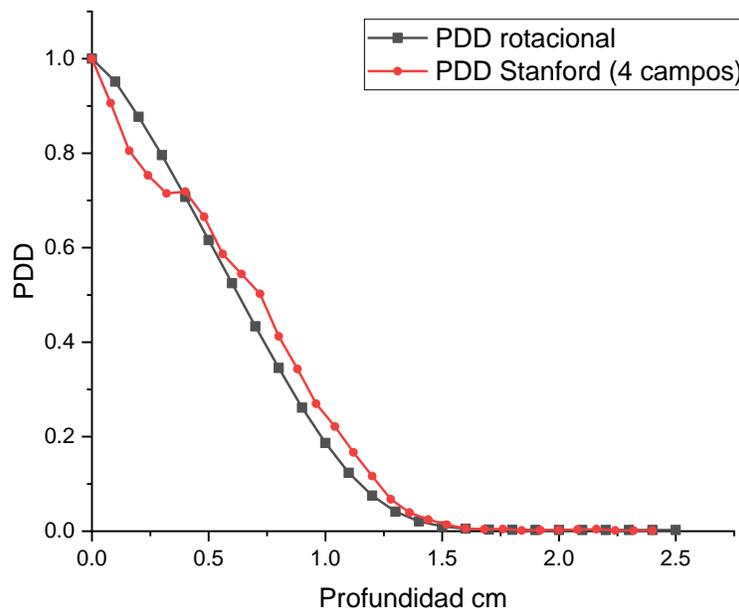


Figura 39. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para la técnica rotacional (curva negra) y la técnica Stanford (curva roja).

Se observa un patrón común en ambos casos, donde la dosis es máxima en la superficie y disminuye a medida que se adentra en el tejido, llegando al 19% y al 22% a una profundidad de 10 mm para el PDD rotacional y Stanford, respectivamente. Esta degradación en la penetración del haz se atribuye a la

incidencia oblicua en la superficie del maniquí, impulsada por las características de rotación continua y discreta de las técnicas respectivas. Ambas curvas tienen especial relevancia en la superficie y esto es un beneficio para el paciente ya que se disminuye la dosis a tejido sano.

Se encontró que $R_{50} > 0.5$ cm en ambos casos, $R_{50} = 0.62$ cm para el PDD rotacional, en tanto para el PDD Stanford $R_{50} = 0.72$ cm. Esto es importante de mencionar ya que de acuerdo con el reporte TG-23 [13] de la AAPM se sugiere que la profundidad de penetración del haz sea tal que en el rango de 0.5 cm a 1.5 cm se alcance el valor de R_{50} ya que de esta manera se abarcan la mayoría de las lesiones.

Es interesante observar que los resultados encontrados se alinean con investigaciones anteriores, como el trabajo de K. Platoni et al. donde se encontró un comportamiento similar en la curva PDD con la técnica Stanford de 4 campos. Estos hallazgos corroboran la consistencia y validez de nuestras observaciones. Las curvas que obtuvieron se muestran en la Figura 40.

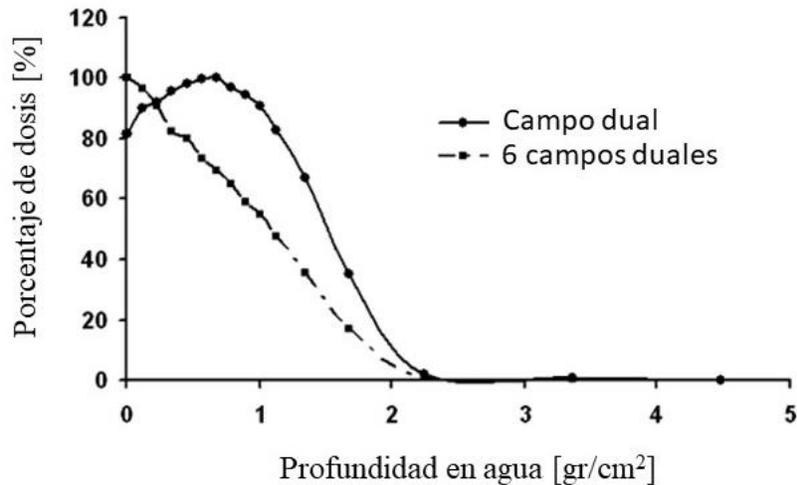


Figura 40. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad obtenidas en condiciones de la técnica Stanford; en el primer caso se tiene un campo dual, en el cual el gantry fue rotado a 287.5° y 252.5° ; en el segundo caso se muestra la contribución de los 6 campos duales que conforman a la técnica Stanford; gráfica obtenida y modificada de [46].

En resumen, de lo anterior se tiene que ambas curvas cumplen con las recomendaciones de la AAPM y ambas tienen contribuyen al depósito energético en la superficie, de tal manera que no se encuentran ventajas de una técnica sobre la otra en este apartado, aunque es importante considerar los aspectos encontrados en las secciones anteriores en las cuales se muestra evidencia de las ventajas de la técnica rotacional sobre la técnica Stanford.

Capítulo 5 Conclusiones

Se determinaron las distribuciones de dosis en la superficie de un maniquí de agua a partir de la técnica Monte Carlo al simular un espectro de energía de un haz de electrones de 6 MeV para evaluar las diferencias y ventajas de impartir el tratamiento de micosis fungoide con la técnica rotacional con respecto a la técnica Stanford.

Para lograr esto se validó la calidad del haz a partir del porcentaje de dosis en profundidad y perfiles fuera de eje en condiciones de referencia con medidas clínicas.

Se validó la distribución de dosis Monte Carlo en condiciones de la técnica TSET con medidas clínicas a partir de la métrica de índice gamma, obteniendo una tasa de aprobación del 96% con el criterio 5%/5 mm y se observó que la distribución de dosis obtenida con la técnica Monte Carlo en general reproduce el comportamiento de la distribución de dosis obtenida de forma experimental.

Así mismo, se contrastaron las distribuciones de dosis que se obtuvieron de implementar las técnicas Stanford y Rotacional y al aplicar una prueba estadística t-test se concluyó que existen diferencias estadísticamente significativas y esto proporcionó una base sólida para afirmar que la técnica rotacional y la técnica Stanford no generan las mismas distribuciones de dosis. Además de esto la técnica rotacional mostró superioridad en la comparación de perfiles de dosis, en la cual el aplanado fue del 0.5% para el perfil horizontal y en contraste para el perfil Stanford fue del 5%.

Con respecto a los histogramas de dosis se encontró que la técnica rotacional proporciona una cobertura superior en la superficie del maniquí.

Finalmente, se determinaron los porcentajes de dosis en profundidad en condiciones de la técnica Stanford y rotacional y se observó que ambas curvas siguen el comportamiento esperado, con el máximo de dosis en superficie. Se constató que este comportamiento se ha reportado en la literatura previamente, observando una degradación en la penetración del haz debido a la incidencia oblicua del haz de electrones.

Es fundamental subrayar que estos resultados se basan en simulaciones realizadas en un maniquí cilíndrico de agua utilizando técnicas de Monte Carlo y estos proporcionaron una visión detallada de las diferencias y ventajas entre estas dos técnicas en términos de distribución de dosis. Sin embargo, es importante reconocer que existen oportunidades para mejorar y fortalecer aún más este estudio.

5.1 Trabajo a futuro

Uno de los puntos de mejora identificados radica en la generación del espectro de fluencia de electrones mediante la simulación del cabezal de un linac. Aunque el espectro digitalizado utilizado en este trabajo mostró una aceptable concordancia con la calidad del haz, su precisión podría mejorarse aún más.

Otro aspecto que considerar para trabajo a futuro es la posibilidad de emplear un código Monte Carlo diferente a TOPAS, que permita el uso de un maniquí antropomórfico en las simulaciones. Esto podría permitir una representación más realista de la geometría del paciente y, por lo tanto, resultados más fieles a la práctica clínica.

Otro punto importante es estudiar el comportamiento de las distribuciones de dosis en superficie y en profundidad en función de diferentes velocidades de

rotación, además de tomar en cuenta la viabilidad de su implementación en la clínica.

Y, por último, se requiere una validación adicional en entornos clínicos reales antes de realizar recomendaciones definitivas para la práctica clínica en la implementación de la técnica rotacional. Futuras investigaciones podrían revelar ventajas mucho más contundentes sobre la técnica Stanford. La implementación de un maniquí antropomórfico podría mostrar resultados más fuertes sobre los beneficios de la técnica rotacional, de tal manera que se elaborase un protocolo de irradiación total de piel con electrones impartido sobre una base rotatoria y que pueda ser aplicado al tratamiento de pacientes.

Referencias

- [1] A. Eisman, J. Mazuecos y F. Camacho Martínez, «Manual de dermatología,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.berri.es/pdf/MANUAL%20DE%20DERMATOLOGIA%E2%80%9A%202%20Vols..>
- [2] H. Yousef, M. Alhajj y S. Sharma , «Anatomy Skin (integument) epidermis,» 2017.
- [3] American Cancer Society, «Cáncer de piel: células basales y células escamosas,» [En línea]. Available: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-piel-de-celulas-basales-y-escamosas/acerca/que-es-cancer-de-piel-de-celulas-basales-y-escamosas.html>.
- [4] American Cancer Society, [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/dermis>.
- [5] Medline Plus, mayo 2021. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/genetics/condition/mycosis-fungoides/> .
- [6] Instituto Nacional del Cáncer, «Tratamiento de la micosis fungoide,» noviembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/tipos/linfoma/paciente/tratamiento-micosis-fungoide-pdq>.
- [7] «Cleveland Clinic-Leukemia,» [En línea]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/4365-leukemia>. [Último acceso: 15 julio 2022].
- [8] M. B. R. Courtney Misher, «Oncolink,» 2022 mayo 2022. [En línea]. Available: <https://es.oncolink.org/tratamiento-del-cancer/radiacion/tratamiento/radioterapia-con-haz-de-electrones#:~:text=Bloque%20de%20electrones%20personalizado.,cuerpo%20usando%20fotones%20o%20protones..> [Último acceso: 15 julio 2022].
- [9] G. Jones, B. Kacinski y R. Willemze, «Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: Consensus of the European Organization for

- Research and Treatment of Cancer (EORTC) Cutaneous Lymphoma Project Group,» *Journal of the American Academy of Dermatology*, pp. 364-370, 2002.
- [10] L. Spetch, B. Dabaja y T. Illidge, «Modern Radiation Therapy for Primary Cutaneous: Fieldand Dose Guidelines From the International Lymphoma Radiation Oncology Group,» *International Journal of Radiation Oncology*, pp. 32-39, 2015.
- [11] C. J. Karzmark, *Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry*, 1987.
- [12] W. Zhong, Y. Hong y T. Zhu, «Monte Carlo (MC) study of dose distribution and Cherenkov imaging in total skin electron therapy (TSET) with TOPAS,» *PMC*, vol. 11628, pp. 67-80, 2021.
- [13] K. C. J., «AAPM REPORT NO. 23, Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry,» American Association of Physicists in Medicine, USA, 1987.
- [14] F. Herrera-Martínez, M. Rodríguez-Ponce y D. Toledano-Cuevas, «Dose determination for a Mycosis Fungoides Disease treatment using EDR film dosimetry for a TSEI technique,» *Physica Medica*, 2014.
- [15] T. Piotrowsk y J. Malick, «The rotatory dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides - a description of the applied method,» *Reports of practical oncology and radiotherapy*, vol. 11, n° 1, pp. 29-37, 2006.
- [16] C. R. S. S. S. G. V. T. S. L. P. M. Freeman, «Clinical experience with a single field rotational total skin electron irradiation technique for cutaneous T-cell lymphoma,» *Radiotherapy and Oncology*, vol. 24, n° 3, pp. 155-162, 1992.
- [17] M. Ansari, F. A. Davani, M. L. Rashti, S. Monadi y H. Emami, «MC study and design of system for implementation of rotational total skin electron irradiation technique,» *Journal of Instrumentation JINST*, vol. 13, n° 05, p. P05029, 2018.
- [18] S. Diamantopoulos, K. Platoni y M. Dilvoi, «Clinical implementation of total skin electron beam (TSEB) therapy: a review of the relevant literature,» *Physica Medica*, 2011.
- [19] E. B. Podgorsak, *Radiation physics for medical physicist*, Berlin: Springer, 2006.
- [20] F. M. Khan y J. P. Gibbons, *The physics of radiation therapy*, Williams and Wilkins, 2014.

- [21] W. Strydom, W. Parker y M. Olivares, *Electron beams: physical and clinical aspects, Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*, Vienna: IAEA.
- [22] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, John Wiley and Sons, 2008.
- [23] E. B. Podgorsak, *Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*, Vienna: IAEA.
- [24] C. J. Karzmark y R. J. Morton, *Primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy*, Bureau of radiological health, 1981.
- [25] IAEA-TRS-398, *Determinación de la dosis absorbida en Radioterapia con haces externos*, Viena, 2005.
- [26] G. Nuñez, «Determinación de fluencia de electrones de 6 MeV en terapia superficial,» Córdoba, 2019.
- [27] D. W. O. Rogers y A. F. Bielajew, «Monte Carlo Techniques of Electron and Photon Transport for Radiation Dosimetry,» *The dosimetry of ionizing radiation*, vol. III, pp. 427-539, 1990.
- [28] J. Tervo, P. Kokkonen y M. Frank, «On existence of solutions for Boltzmann Continuous Slowing Down transport equation,» *Journal of mathematical analysis and applications*, 2017.
- [29] E. L. D. G. & S. C. W. Spezi, «Monte Carlo simulation and dosimetric verification of radiotherapy beam modifiers,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, n° 11, p. 3007, 2001.
- [30] International Atomic Energy Agency, «Phase-space database for external beam radiotherapy,» [En línea]. Available: <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>.
- [31] J. L. N. R. N. S. & O. U. Bedford, «A phase space model of a Versa HD linear accelerator for application to Monte Carlo dose calculation in a real-time adaptive workflow,» *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 23, n° 9, 2022.
- [32] T. Piotrowski, P. Milecki, M. Skórska y D. Fundowicz, «Total skin electron irradiation techniques: a review,» *Advances in dermatology and Allergology*, vol. 30, n° 1, p. 50, 2013.

- [33] S.-Y. Park, B. S. Ahn, J. M. Park y S.-J. Ye, «Dosimetric comparison of 4 MeV and 6 MeV electron beams for total skin irradiation,» *Radiation Oncology*, vol. 9, n° 1, pp. 1-6, 2014.
- [34] «Radiation Products Design, Inc.» [En línea]. Available: <https://www.rpdinc.com/ptw-34045-advanced-markus-electron-chamber-966.html>. [Último acceso: 12 octubre 2022].
- [35] J. Perl, J. Shin, J. Schümann, B. Faddegon, H. Paganetti, J. Ramos-Medez y McNamara, A., «The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research,» *Physica Medica*, vol. 72, pp. 114-121, 2020.
- [36] J. Deng, S. B. Jiang, T. Pawlicki, J. Li y C. M. Ma, «Derivation of electron and photon energy spectra from electron beam central axis depth dose curves,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, n° 5, p. 1429, 2001.
- [37] F. Herrera Martínez y M. Rodríguez Ponce, «DOSIMETRÍA PARA UN TRATAMIENTO A CUERPO ENTERO CON ELECTRONES,» Ciudad de México, 2009.
- [38] AAPM reports, «Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA,» Recommendations of AAPM task group no. 218, [En línea]. Available: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=173>.
- [39] L. O. Jimenez, «Dosepy 0.3.7.,» marzo 2023. [En línea]. Available: <https://pypi.org/project/Dosepy/>. [Último acceso: mayo 2023].
- [40] W. STRYDOM, W. PARKER, M. OLIVARES y E. PODGORSK, «ELECTRON BEAMS: PHYSICAL AND CLINICAL ASPECTS,» de *Radiation Oncology Physics*, Vienna, IAEA, 2005, pp. 273-299.
- [41] Organismo Internacional de Energía Atómica, «TEC-DOC 1151 Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad,» Viena, 2000.
- [42] J. U. A.L. Boyer, «9.17 - Intensity-Modulated Radiation Therapy Planning,» *Comprehensive Biomedical Physics*, pp. 431-470, 2014.
- [43] I. L. Santiago, «Determinación de las distribuciones de dosis para irradiación de cuerpo entero con electrones de 6 MeV,» 2016. [En línea]. Available: <https://tesiunam.dgb.unam.mx/F/N7S2GDXA61HDHIANQ3UAKJ5SREYG8TL>

F51JDDNFTL474UMJF3L-12823?func=full-set-set&set_number=516811&set_entry=000002&format=999. [Último acceso: marzo 2023].

- [44] M. A. Pagnan González, J. O. Hernández Oviedo y E. Mitsoura , «Dosimetry of large electron beam fields and treatment protocol for mycosis fungoides using the total skin irradiation technique,» *Medicina e Investigación*, pp. 22-29, 2015.
- [45] G. X. Ding, Z. J. Chen, W. Zhong y T. C. Zhu, «Skin dose distributions between Stanford and rotational techniques in total skin electron therapy (TSET),» *Medical Physics*, vol. 49, pp. 6646-6653, 2022.
- [46] K. Platoni , S. Diamantopoulos y G. Panayiotakis, «First application of total skin electron beam irradiation in Greece: Setup, measurements and dosimetry,» *European Journal of Medical Physics* , vol. 28, pp. 174-182, 2011.