

**VALIDACIÓN DE LOS ASPECTOS DOSIMÉTRICOS PARA LA TÉCNICA DE
TRATAMIENTO DE IRRADIACIÓN DE CUERPO COMPLETO EN LA FUNDA-
CIÓN VALLE DEL LILI**



**Universidad
del Cauca**

Daniel Arcenio Palma Rivera

**Universidad del Cauca
Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación
Departamento de Física
Popayán
2022**

**VALIDACIÓN DE LOS ASPECTOS DOSIMÉTRICOS PARA LA TÉCNICA DE
TRATAMIENTO DE IRRADIACIÓN DE CUERPO COMPLETO EN LA FUNDA-
CIÓN VALLE DEL LILI**

Daniel Arcenio Palma Rivera

Trabajo de grado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero Físico

Director:

PhD. Rubiel Vargas Cañas

Profesor Departamento de Física - Universidad del Cauca

Codirector:

MSc. Juan Carlos Paz Lozada

Física médica - Fundación Valle del Lili

Universidad del Cauca

Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación

Departamento de Física

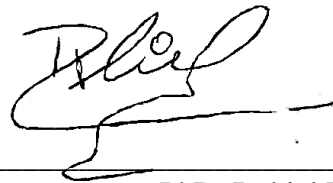
Popayán

2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

Aprobada

Director



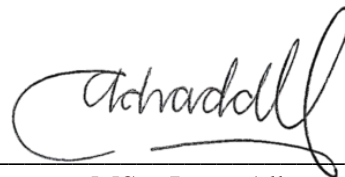
PhD. Rubiel Vargas Cañas

Codirector



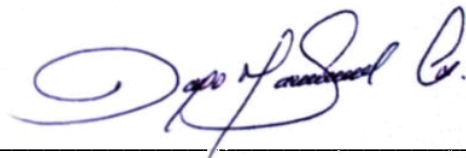
MSc. Juan Carlos Paz Lozada

Jurado



MSc. Jorge Alberto Adrada Molano

Jurado



PhD. Diego Mauricio Sandoval Cerón

Fecha de sustentación: Popayán, 03 de agosto de 2022

Agradecimientos

Agradezco a Dios por la vida y permitirme conocer y compartir con personas maravillosas durante en esta etapa.

Agradezco a mis padres Arcenio Palma, Rosa Elena Rivera y mis hermanos Yanet, Diana y Alfredo por sus enseñanzas e incondicional apoyo.

Al MSc. En Física Médica Juan Carlos Paz, al profesor PhD Rubiel Vargas y al grupo de Física Médica y Protección Radiológica de la Fundación Valle del Lili por su valiosa orientación y colaboración durante el desarrollo de este trabajo de grado.

Contenido

INTRODUCCIÓN.....	13
Capítulo 1	18
1. Reseña Histórica de la Fundación Valle del Lili	18
1.1 Acerca de la Fundación	19
1.1.1 Misión	20
1.1.2 Visión	20
1.1.3 Valores Institucionales	20
1.1.4 El Servicio de Radioterapia.....	20
Capítulo 2.....	23
2. Marco Teórico.....	23
2.1. Marco Conceptual	23
2.1.1. Radiación Ionizante.....	23
2.1.2. Interacción de los fotones con la materia.....	25
2.1.3. Radioterapia	28
2.1.4. El Acelerador Lineal.	29
2.1.5. La Irradiación Corporal Total (TBI).	31
2.1.6. Parámetros Dosimétricos de la TBI	34
2.1.7. Eclipse Scripting API (ESAPI)	39
2.2. Marco Referencial	40
2.2.1. The Physical aspects of total and half body Photon Irradiation. A report of task group 29 radiation therapy committee American Association of Physicists in Medicine (AAPM).	40
2.2.2. A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity.....	41
2.2.3. A CT-aided PC-based physical treatment planning of TBI: A method for dose calculation.....	41
2.2.4. Volumetric Modulated Arc Therapy Enabled Total Body Irradiation (VMAT-TBI): Six- years clinical experience and treatment Outcomes.	42

2.2.5.	Integration of automation into an existing clinical workflow to improve efficiency and reduce errors in the manual treatment planning process for total body irradiation (TBI).....	42
2.2.6.	Dosimetría de campos grandes orientada a la técnica bilateral de irradiación corporal total.	43
2.2.7.	Análisis y comparación dosimétrica de la irradiación corporal total por medio de las técnicas convencionales 2d y Field-in-Field.	43
2.2.8.	Estudio de detectores tipo película radiocrómicas EBT3 y diodos de Silicio para dosimetría en vivo para irradiación corporal total	44
2.3.	Análisis del Marco Referencial.	44
Capítulo 3.....		46
3.	Metodología y Materiales	46
3.1.	Obtención de Curva de intensidad de Carga.	46
3.2.	Obtención de las curvas PDD.....	47
3.3.	Obtención de los datos del TMR para la técnica de TBI.....	48
3.4.	Obtención del factor de dispersión S_{cp}	49
3.5.	Cálculo de las unidades monitor para el tratamiento de TBI.	50
3.6.	Verificación de la dosis calculada en el punto medio.	50
3.7.	Calibración de los diodos para dosimetría in-vivo.....	52
3.7.1.	Calibración de los diodos como entrada a distancia SSD 1m.....	52
3.7.2.	Calibración de los diodos como entrada a distancia SSD 3.75m.....	53
3.7.3.	Calibración de los diodos como entrada y salida a distancia SSD 3.75m.....	54
3.7.4.	Verificación de la calibración de los diodos.	54
3.8.	Elaboración de un plan de tratamiento para la técnica TBI.	55
Capítulo 4.....		57
4.	Resultados y Análisis.....	57
4.1.	Curva de intensidad de dosis y PDD.....	57
4.1.1.	Perfil de campo de $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$ para la distancia TBI 3.9m y 4.9m.	57
4.1.2.	Medidas de curvas PDD.....	59
4.2.	Medición del TMR.	60
4.3.	Obtención del factor de dispersión total S_{cp}	62
4.4.	Cálculo de Unidades Monitor.....	62

4.5.	Verificación de la dosis administrada en el punto medio.....	63
4.5.1.	Calibración de los diodos para la dosimetría in-vivo.....	69
4.5.2.	Verificación de la dosimetría in-vivo.....	70
4.6.	Elaboración del plan de tratamiento para TBI.....	72
Capítulo 5	77
5.	Conclusiones y Recomendaciones.....	77
5.1.	Conclusiones.	77
5.2.	Recomendaciones.....	78
5.3.	Trabajos futuros.....	79
5.4.	Lecciones Aprendidas.	80
Bibliografía.	81
Anexos.	87
A.1.	Medidas de perfil de campo.	87
A.2.	Curvas de PDD.	88
A.3.	Curvas de TMR	89
A.4.	Informe en PDF generado por el software Creación de Campos	90

Lista de Figuras

Figura 1-1 Sede principal de la Fundación Valle del Lili. Cali, Valle del Cauca.	18
Figura 1-2. Pilares de la Fundación Valle del Lili. El símbolo de la cruz representa el sentido de solidaridad, ayuda y humanismo	19
Figura 1-3 Organigrama Radioterapia en la FVL	22
Figura 2-1 Representación del efecto fotoeléctrico	26
Figura 2-2 Representación gráfica del efecto Compton.....	27
Figura 2-3 Representación gráfica del proceso de producción de pares	27
Figura 2-4 Representación gráfica de la radiación por aniquilación.....	28
Figura 2-5 Acelerador lineal con un esquema de sus componentes.....	30
Figura 2-6 Descripción de un Linac para tratamiento clínico.....	30
Figura 2-7 Ilustración de la TBI con posición del paciente bilateral o decúbito supino.....	32
Figura 2-8 Ilustración de la técnica TBI en posición del paciente decúbito lateral	33
Figura 2-9 Configuración del factor de dispersión total para un campo dado.	36
Figura 2-10 Maniquí de agua solida RW3	37
Figura 2-11 Representación gráfica de una cámara de ionización cilíndrica.....	38
Figura 2-12 Esquema básico de un Electrómetro. Cuando el interruptor superior está conectado el electrómetro mide carga, cuando el interruptor inferior está conectado, el electrómetro mide corriente o tasa	38
Figura 3-1 Montaje experimental para la medición del perfil de dosis a 3.9m y 4.9m.....	47
Figura 3-2 Montaje acelerador-maniquí para la medida de PDD para la distancia extendida de 3.9m.....	48

Figura 3-3 Montaje experimental para las medidas de TMR para configuración TBI a 3.9m	49
Figura 3-4 Montaje para la medición del factor de dispersión total S_{cp} para un campo de $0.1 \times 0.1 \text{ m}^2$ de referencia y el campo TBI de $0.25 \times 0.4 \text{ m}^2$ medidos en el isocentro.	50
Figura 3-5 Medición de dosis absorbida en el maniqui de agua solidad a 0.1m de profundidad a SSD 1m	51
Figura 3-6 Configuración de calibración de diodos como entrada a SSD 1m	53
Figura 3-7 Configuración de calibración de diodos como entrada a SSD 3.75m	53
Figura 3-8 Configuración de calibración de diodos como entrada y salida a SSD 3.75m...	54
Figura 3-9 Configuración de calibración de diodos como entrada y salida a SSD 3.75m...	55
Figura 4-1 Perfil de dosis para un campo de $0.25 \times 0.4 \text{ m}^2$ para a) 3.9m. y b) 4.9m.....	58
Figura 4-2 Grafica OAR para un campo de $0.25 \times 0.4 \text{ m}^2$ a 3.9m y 4.9m.....	58
Figura 4-3 Curva de PDD medidas para las distancias extendidas 3.9m y 4.9m.....	59
Figura 4-4 Curvas de TMR para el Acelerador lineal Siemens-Artiste a distancias TBI....	60
Figura 4-5 Comparación grafica de los datos medidos con la ecuación de ajuste para a) 3.9m y b) 4.9m	62
Figura 4-6 Curva de ajuste de UM a distancia extendida 3.9m	67
Figura 4-7 Diagrama de prototipo del software para la elaboración de planes de tratamiento TBI	73
Figura 4-8 Cuadro de diálogo para crear el plan de tratamiento TBI	75
Figura 4-9 Plan de tratamiento creado en el SPT Eclipse.....	75
Figura 4-10 Dosis prescrita en el plan de tratamiento para TBI en Eclipse.....	76

Lista de Tablas

Tabla 2-1 Características importantes de las referencias citadas.....	45
Tabla 4-1 Ajuste de datos de carga medidos a 3.9m y 4.9m.....	61
Tabla 4-2 Medidas y cálculo de factores de dispersión total S_{cp} para distancias TBI.	62
Tabla 4-3 Medidas de calibración de dosis a SSD 1m a una profundidad de 0.1m en placas equivalente a agua RW3.....	63
Tabla 4-4 Cálculo de UM a administrar para la verificación de la dosis absoluta para 2Gy a distancia TBI 3.9m.....	64
Tabla 4-5 Factores de calibración medidos a distancia extendida 3.9m.....	65
Tabla 4-6 Dosis medida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 2Gy.....	65
Tabla 4-7 Datos de cálculos en la plantilla Excel equivalente a 2Gy.....	65
Tabla 4-8 Medida de dosis corregida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 2Gy.....	66
Tabla 4-9 Dosis medida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 4Gy.....	67
Tabla 4-10 Factores de calibración medidos a distancia extendida 4.9m.....	68
Tabla 4-11 Dosis medida a distancia TBI 4.9m para una dosis equivalente a 2Gy.....	68
Tabla 4-12 Medida de dosis corregida a distancia TBI 4.9m para una dosis equivalente a 2Gy.....	69
Tabla 4-13 Configuración diodos entrada a SSD 1m.....	69
Tabla 4-14 Configuración diodos entrada a SSD 3.75m.....	70
Tabla 4-15 Configuración diodos salida a SSD 4.05m.....	70

Tabla 4-16 Resultados de dosimetría in vivo a distancia TBI para diodos calibrados a SSD 1m..... 71

Tabla 4-17 Resultados de dosimetría in vivo para diodos calibrados como entrada a SSD 3.75m..... 71

Tabla 4-18 Resultados de dosimetría in vivo para diodos calibrados como entrada y salida a SSD 3.75m 72

RESUMEN

La Técnica de Irradiación de Cuerpo completo (TBI, del inglés “Total Body Irradiation”) es un tratamiento de Radioterapia que tiene la función de destruir las células tumorales de la médula ósea e inmunosuprimir al paciente receptor lo suficiente para evitar el rechazo al trasplante de la médula ósea de un donante. Mediante este trabajo de grado se llevó a cabo la validación de la calidad dosimétrica del acelerador lineal Artiste para el tratamiento de Irradiación de Cuerpo Completo para un campo de tratamiento de $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$ al isocentro a las distancias SSD 3.9m (actualmente implementada para tratamiento) y 4.9m en el servicio Radioterapia de la Fundación Valle del Lili para adecuar condiciones óptimas en el tratamiento TBI. Se encontró que, en un maniquí equivalente a agua, la diferencia de la dosis prescrita con la dosis medida aumentaba entre 4% y 7% para pacientes con espesores entre 40cm y 50cm. Se pudo corregir esta diferencia mediante una curva de ajuste exponencial a partir de la linealidad en administración de dosis del acelerador, obteniendo una diferencia medida del 2%. Se ajustaron los datos medidos del TMR y el cálculo de Unidades Monitor (UM) mediante una ecuación que permitió facilitar la implementación de un software de creación de planes de TBI, con una diferencia del 0.5% respecto a los datos reales medidos. Con los datos anteriores se implementó un software bajo el lenguaje de programación C#.Net y la Scripting API del sistema de planeación de tratamiento de Eclipse con el fin de reducir el tiempo en la elaboración de los planes de tratamiento para TBI además de mejorar los controles de calidad a pacientes brindando mayor seguridad en el tratamiento.

INTRODUCCIÓN

La administración de una amplia gama de tratamientos de radioterapia (RT) en un departamento moderno de oncología radioterápica, requiere un conjunto complejo de procesos que abarcan procedimientos informáticos totalmente automatizados y tareas repetitivas que van desde la simulación del paciente, el contorno de volúmenes objetivo y estructuras de tejido a riesgo, la elaboración de planes de tratamiento, administración de dosis y el control de calidad, lo que demanda gran mano de obra[1]. La Fundación Valle de Lili (FVL) presta el servicio de Radioterapia desde el año 1995, tratando aproximadamente 1.150 pacientes por año con técnicas que incluyen radioterapia conformacional 3D, radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia con arcoterapia volumétrica (VMAT), radioterapia corporal total para pacientes adultos y pediátricos (TBI del inglés Total Body Irradiation), radiocirugía craneal para tratamientos de múltiples metástasis cerebrales, así como la radiocirugía extracraneal (SBRT del inglés Stereotactic Body Radioterapy) y radiocirugía craneal para lesiones benignas o lesiones metastásicas [2].

La irradiación de cuerpo completo es un tratamiento de radioterapia que consiste en ubicar al paciente en una camilla diseñada para TBI en posición decúbito supino o decúbito lateral según haya sido planeado, luego se gira el gantry del acelerador lineal en una posición horizontal tal que el haz de radiación quede paralelo a la superficie del suelo. Se ubica la camilla a distancia extendida de manera que el campo de luz del acelerador cubra la totalidad el cuerpo del paciente, y se irradia inicialmente la primera mitad del cuerpo del paciente, posteriormente se gira la camilla 180° y se irradia la segunda mitad del cuerpo del paciente para completar el tratamiento y administrar una dosis homogénea en todo el cuerpo. La TBI requiere un estudio dosimétrico donde se realice la dosimetría del haz de radiación, dosimetría in vivo en puntos clínicamente representativos, posicionamiento e inmovilización de los pacientes y diseño de compensadores necesarias en locaciones anatómicas específicas como cabeza, cuello, pulmón y extremidades inferiores, así como la elaboración de un plan de tratamiento que administre las dosis adecuadas al paciente bajo los protocolos establecidos. Debido a lo anterior, es necesario que el servicio de radioterapia de la FVL cuente con los medios materiales y el personal capacitado para que las dosis suministradas en el tratamiento de TBI cumplan con los estándar-

res de calidad, como lo recomienda por ejemplo los artículos de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM)[3][4][5].

Descripción del problema

La técnica de tratamiento TBI logra una dosis en el plano medio de todo el cuerpo del paciente de $\pm 10\%$ de la dosis administrada, utilizando un método de cálculo manual para determinar las Unidades Monitor (UM, unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal)[6], llegando a zonas del cuerpo donde la quimioterapia no puede ser efectiva. Además, se usan compensadores de dosis y protecciones de órganos a riesgo para lograr una uniformidad en la dosis y reducir los efectos adversos. Sin embargo, el control de calidad en la TBI representa algunos retos, ya que esta técnica i) se desarrolla de manera diferente a los demás sistemas de planeación de tratamiento (TPS), dado que no se realiza adquisición de imágenes en un tomógrafo computacional.(CT), ii) el cálculo de las unidades monitor se registra en una plantilla u hoja de cálculo en Excel usando unos parámetros establecidos en base a mediciones y calibraciones realizadas, y iii) para el control de calidad de TBI se usa dosimetría in vivo a partir de diodos de silicio especialmente diseñados para este fin, las mediciones de las dosis de entrada y de salida de los diodos proporcionan información acerca de la precisión de tratamiento. Además, estos diodos se calibran para una distancia fuente-superficie (SSD – Source-to-surface distance) de 1m que corresponde a los tratamientos convencionales y aun no se ha evaluado los efectos de calibración a una distancia SSD mayor correspondiente a TBI

A nivel mundial se han planteado alternativas para mejorar el tratamiento de TBI, por ejemplo, se han elaborado planificaciones de tratamiento con programas computacionales e imágenes CT del paciente para el cálculo de dosis en puntos representativos como la cabeza el tórax, las rodillas y los tobillos, donde se han obtenido diferencias de dosis entre el 1% y el 3% para tejidos homogéneos y no homogéneos[7]. También, se ha intentado reducir la intervención manual del flujo de trabajo de la elaboración de planes de tratamiento para TBI mediante la creación de programas independientes o scripts que automatizan este proceso, mejorando la eficiencia y seguridad en la elaboración de planes de tratamiento[6]. Y actualmente se ha evaluado nuevas tecnológicas como la técnica VMAT-TBI que permite realizar tratamientos de

TBI más rápidos mejorando la protección de los órganos a riesgo y brindando un aseguramiento de calidad más preciso. Sin embargo, aunque ha obtenido buenos resultados se continúa evaluando los efectos adversos en pacientes a largo plazo[8]–[11].

De acuerdo con lo expresado anteriormente, este trabajo de grado pretende resolver la siguiente pregunta de investigación ¿De qué manera se puede aumentar la calidad dosimétrica para la técnica de Irradiación de Cuerpo Completo en la Fundación Valle del Lili?

OBJETIVOS

Objetivo General

Validar los aspectos dosimétricos para la técnica de tratamiento de irradiación de cuerpo completo en la Fundación Valle del Lili.

Objetivos específicos

Determinar los parámetros dosimétricos para un campo de 0.4m x 0.25m en el isocentro del acelerador lineal Artiste-Siemens de la FVL a una distancia de 3.9m y 4.9m para determinar las unidades Monitor de una dosis prescrita.

Verificar las dosis entregadas por el Acelerador Lineal Artiste a las distancias TBI establecidas para garantizar la precisión del tratamiento.

Implementar un sistema de planificación de tratamiento automatizado para el proceso de la técnica TBI.

Descripción de la metodología

Para la elaboración de este trabajo de grado inicialmente se adquirieron los conocimientos, valores y el método de trabajo en el servicio de radioterapia de la FVL. Se aprendió principalmente sobre el uso básico de los equipos de tratamiento, como los aceleradores lineales Truebeam, Artiste y Primus. Se indagó sobre los aspectos físicos de la técnica TBI teniendo en cuenta las recomendaciones de la AAPM[3][4]. Posteriormente, se observó el proceso de elaboración de los planes de tratamiento en el sistema Eclipse[12], el agendamiento en el sistema de información oncológica ARIA[13] y el tratamiento de la técnica TBI a pacientes específicos en los aceleradores lineales Truebeam o Artiste. Seguidamente, se analizó la ubicación del paciente en la camilla de tratamiento, así como la posición de los diodos en para su control de calidad. Se trabajó junto a los Físicos Médicos en la verificación de la dosimetría in vivo mediante el equipo de medición MULTIDOS[14] y el software VIVOSOF[14]. Finalmente, con la orientación de los Físicos Médicos de la institución se procedió a elaborar un plan de trabajo para validar aspectos en la dosimetría de la técnica TBI a distancia extendida dar respuesta a los interrogantes planteados en este trabajo de grado.

APORTES

- Con el desarrollo de este trabajo se evaluaron los parámetros dosimétricos para la técnica TBI a distancia extendida de 4.9m que anteriormente no había sido realizada, encontrando que la administración de las UM aumenta del doble de veces comparadas con las UM a distancia 3.9m.
- Se creó un software para la automatización de planes de tratamiento para TBI, dando un inicio al avance en el desarrollo de scripts independientes para la automatización de técnicas de tratamiento o para el análisis de datos de planes de tratamiento.
- El software desarrollado para la Fundación Valle del Lili permite además comparar las UM calculadas en base a las calibraciones realizadas en este trabajo de grado con las UM determinadas por la plantilla del sistema Aria, permitiendo agregar un segundo control de calidad a la técnica TBI, brindando una mayor seguridad al paciente.

- Daniel A. Palma, Nestor D. Vacca, Juan D. Arias, Rubiel Vargas, Juan c. Paz, Implementación de un software independiente usando la API de Eclipse para la optimización del proceso de TBI en la Fundación Valle de Lili, modalidad poster. Primer congreso de Física Médica- Santa Marta 5 y 6 de noviembre de 2021.

ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

La estructura de este documento se divide en 5 capítulos donde aborda el desarrollo del trabajo de grado de la siguiente manera.

Capítulo 1: Presenta una breve reseña histórica de la fundación Valle del Lili, sus inicios, los valores que representan la institución y la descripción del servicio de radioterapia.

Capítulo 2: Introduce los conceptos físicos, equipos e instrumentos necesarios para la comprensión del desarrollo de este trabajo de grado.

Capítulo 3: Describe a detalle el procedimiento llevado a cabo para el desarrollo del trabajo de grado.

Capítulo 4: Presenta los resultados obtenidos en base a la metodología explicada en el capítulo 3, dando respuesta a los objetivos planteados.

Capítulo 5: Destaca las conclusiones que se obtienen durante en base a las medidas y resultados obtenidos. También destaca las recomendaciones y futuros trabajos a realizar.

Capítulo 1

Reseña Histórica de la Fundación Valle del Lili

La Fundación Valle del Lili es una entidad privada sin ánimo de lucro, oficialmente constituida el 25 de noviembre de 1982 derivando su capital de donaciones del sector privado colombiano. La FVL nace como iniciativa del cardiólogo doctor Martin Watenberg para construir en la ciudad de Cali una institución capaz de brindar soluciones medicas de alta complejidad para los pacientes, con el desarrollo de nuevas prácticas y tecnología de punta. Con el apoyo de empresarios Vallecaucanos se da inicio al proyecto y el 20 de octubre de 1982 se firma el acta de constitución de fundadores donde se eligió la primera junta directiva de la FVL. El 25 de noviembre de 1982 se consolida como una entidad privada, sin ánimo de lucro. Para el 7 de julio 1994 se realiza la inauguración de la sede actual y desde esta fecha hasta entonces la FVL cuenta con una estructura jerárquica que cada vez continúa creciendo, prestando sus servicios con un personal altamente especializado, con tecnología avanzada e infraestructura que permite ofrecer una atención integral y segura[15].



Figura 1-1 Sede principal de la Fundación Valle del Lili. Cali, Valle del Cauca.¹

¹ Fuente: <https://valledellili.org/>

1.1 Acerca de la Fundación

La FVL se ha constituido como un referente en la prestación de servicios de alta complejidad en Colombia y Latinoamérica. En el año 2018 fue certificada como Hospital Universitario donde la educación en la FVL es la formación en excelencia mediante la construcción y el desarrollo permanente del conocimiento.

Los pilares fundamentales sobre los que se rige la institución son representados en el logo de la FVL como se observa en la figura 1-2.



Figura 1-2. Pilares de la Fundación Valle del Lili. El símbolo de la cruz representa el sentido de solidaridad, ayuda y humanismo ².

² Fuente: <https://valledellili.org/>

1.1.1 Misión

Satisfacer las necesidades de salud de alta complejidad de nuestros pacientes, integrando la práctica clínica, la educación y la investigación, en una permanente búsqueda de la excelencia para beneficio de la comunidad[15].

1.1.2 Visión

Consolidarnos como un Hospital Universitario líder en Latinoamérica con énfasis en los servicios de salud de alta complejidad, mediante un modelo de atención integral, humanizado y seguro, con enfoque de gestión sostenible por su eficiencia, superávit, responsabilidad social e innovación con capacidad y liderazgo en la generación de conocimiento y en el desarrollo de talento humano[15].

1.1.3 Valores Institucionales

Los valores que caracterizan a la institución son

- Servicio humanizado
- Seguridad
- Trabajo en equipo
- Integridad
- Respeto
- Pensamiento crítico.

1.1.4 El Servicio de Radioterapia

Desde el año 1995 la FVL ha brindado el servicio de radioterapia a la población adulta y pediátrica. El servicio ofrece radioterapia externa para el tratamiento oncológicos como cáncer de mama, cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, entre otros. También el ser-

vicio cuenta con radioterapia interna o Braquiterapia para el tratamiento de pacientes con diagnóstico de neoplasias ginecológicas o de piel.

El servicio de radioterapia de la FVL cuenta con una plataforma de última tecnología, dispone de un acelerador lineal en proceso de instalación y dos aceleradores lineales en operación, el más reciente acelerador lineal en funcionamiento de última generación es el Truebeam con Novalis. También cuenta con un tomógrafo computacional Siemens Somaton Confidence, dedicado para simulación con tecnología para control respiratorio (Tomografía 4D).

Para el proceso de planeación se cuenta con sistemas modernos que permiten realizar mejores cálculos de tratamiento, así como el software de planeación Eclipse con el que puede incrementar la calidad de los planes de tratamiento.

El servicio trata aproximadamente 1550 pacientes por año con técnicas que incluyen radioterapia conformal 3D, radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia con Arco-terapia volumétrica, radioterapia corporal total para pacientes adultos y pediátricos, radiocirugía craneal para el tratamiento de múltiples metástasis cerebrales y neuralgia del trigémino, así como la radiocirugía extracraneal (SBRT, del inglés Sterotactic Body Radioterapy) y radiocirugía esterotáctica (SRS), además de Braquiterapia de alta tasa de dosis con planeación 3D[2].

El equipo médico de radioterapia se encuentra conformado por cuatro médicos especialistas en oncología radioterápica, tres físicos médicos, un auxiliar en física, dos estudiantes de física en práctica, tres dosimetrías, dos enfermeras con especialidad en oncología, tres auxiliares de enfermería, catorce tecnólogos en radioterapia, una coordinadora medico administrativa y un ingeniero biomédico.

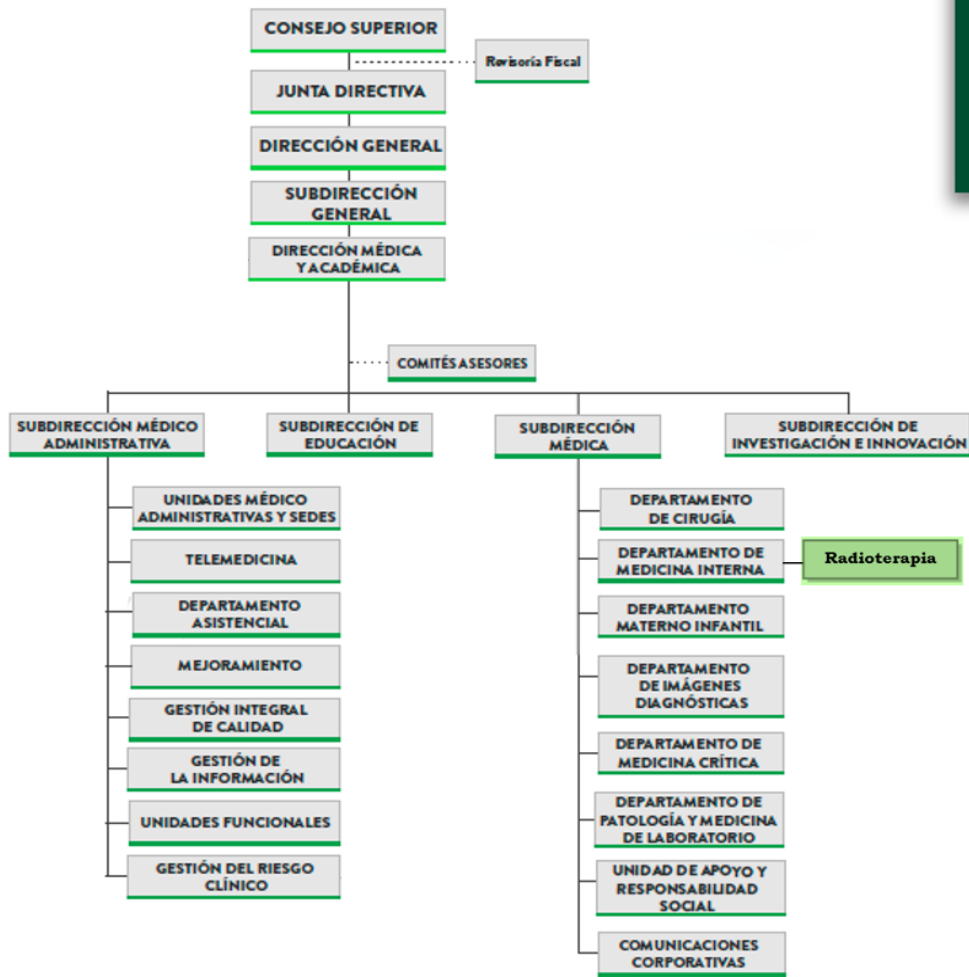


Figura 1-3 Organigrama Radioterapia en la FVL³

³ Fuente: Fundación Valle del Lili

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Marco Conceptual

La radiación es un fenómeno mediante el cual se propaga la energía en forma de ondas electromagnéticas o como partículas subatómicas ya sea en el vacío o en un medio material. Lo que hoy en día se conoce acerca de los átomos y la radiación ionizante es el resultado de los experimentos de física atómica [16] [17] llevados a cabo a finales del siglo XIX [18]. A continuación, se describen conceptos importantes que ayudan a comprender mejor el fenómeno de la radiación ionizante y su interacción con el entorno.

2.1.1. Radiación Ionizante

La radiación es la propagación de energía en formas de ondas electromagnéticas (luz visible, rayos X, rayos γ , microondas, etc) o partículas subatómicas (partículas α , partículas β , neutrones, etc). La radiación puede ionizar o no la materia, es decir, desligar electrones de un átomo, por lo que se clasifica como radiación ionizante, esta interacción con la materia produce la ionización de esta, es decir posee una energía que es capaz de arrancar los electrones de las capas electrónicas de un átomo; en consecuencia, se crean pares de iones. Por otro lado, la radiación no ionizante es aquella que no posee la energía suficiente para ionizar un átomo, como por ejemplo la luz visible, la radiación infrarroja, entre otras. [19].

Las radiaciones ionizantes se clasifican atendiendo en primer lugar a la carga eléctrica de las partículas. Dentro de las partículas sin carga eléctrica, se encuentran los fotones, con energías que van del orden de los KeV a los MeV (partículas gamma) y los neutrones. En segundo lugar, están las partículas con carga las cuales a su vez se clasifican como ligeras si su masa es igual a la masa del electrón (partículas beta), o pesadas si su masa es mucho

más grande que la del electrón (partículas alfa). A la radiación formada por partículas cargadas se le califica como directamente ionizante, mientras que se le denomina indirectamente ionizante si se trata de partículas neutras [20].

Los rayos X son un tipo de radiación ionizante de fotones y en el campo de la medicina son muy utilizados para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, por ejemplo, en la FVL en el servicio de radioterapia se usan los rayos X principalmente para el diagnóstico y tratamiento de pacientes oncológicos.

2.1.1.1. Rayos X

Los rayos X se descubrieron en el año 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen cuando estudiaba los rayos catódicos en un tubo semivacío, él observó que una especie de luz invisible podía penetrar sustancias opacas, producir fluorescencia, ennegrecer una placa fotográfica y ionizar un gas. Como Röntgen desconocía por completo la naturaleza de aquellos rayos, los denominó X. La comprensión de la naturaleza de los rayos X mejoró notablemente cuando se clasificaron como una forma de radiación electromagnética [19].

Existen dos mecanismos diferentes por los que se producen los rayos X. Uno da lugar a radiación X de frenado, y el otro se produce por rayos X característicos[21].

Producción de Rayos X por radiación de frenado

La radiación por frenado se produce en un tubo de vidrio a alto vacío donde en uno de sus extremos hay un cátodo y en el otro un ánodo, el cátodo inicialmente produce electrones por emisión termoiónica y son acelerados a altas velocidades hacia el ánodo cuando se aplica un alto voltaje entre el ánodo y el cátodo. El electrón al pasar cerca de un núcleo puede desviarse de su camino por la acción de las fuerzas de atracción de Coulomb y perder energía al frenarse, esta energía es emitida en forma de radiación, un fenómeno predicho por la teoría general de radiación electromagnética de Maxwell. Cabe resaltar que el fotón emitido puede tener una energía muy variable, por lo que si colisiona una cantidad de electrones producirá un espectro continuo de distintas energías [19].

Producción de Rayos X característicos

Los electrones que inciden en el objetivo también producen rayos X característicos. Un electrón, con energía cinética E_0 , puede interactuar con los átomos del objetivo expulsando un electrón orbital, como un electrón K, L o M, dejando el átomo ionizado. Cuando se crea una vacante en una órbita, un electrón orbital externo caerá para llenar esa vacante. Al hacerlo, la energía se irradia en forma de radiación electromagnética. A esto se le llama radiación característica, es decir, característica de los átomos en el objetivo y de las capas entre las cuales tuvieron lugar las transiciones [19] [21]

2.1.2. Interacción de los fotones con la materia

Existen principalmente tres procesos importantes de la interacción de los fotones de rayos X con la materia, ya que dan como resultado la transferencia de energía a los electrones, que luego por fuerzas de Coulomb interactúan con la demás materia. Ellos son: El efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares, la importancia de cada uno de ellos depende de la energía y del número atómico del medio absorbente [22].

2.1.2.1. El efecto fotoeléctrico.

Ocurre cuando un fotón libera toda su energía al ser absorbido por un átomo, dando como resultado la expulsión de uno de sus electrones de los orbitales. Si la energía del fotón es $h\nu$ entonces la energía cinética del electrón expulsado es la diferencia entre la energía del fotón y la energía de ligadura del electrón[21].

$$K_{e^-} = h\nu - E_l \quad 2-1$$

Donde K_{e^-} es la energía cinética del electrón y E_l es la energía de ligadura en el orbital del átomo. Las interacciones de este tipo ocurren en las capas K, L, M o N. Como consecuencia de esto, se crea una vacante en la capa dejando al átomo en el estado excitado. La vacante es llenada por otro electrón del orbital externo emitiendo un fotón de rayos X característi-

cos, si el fotón liberado a su vez expulsa otro electrón de una de las capas superiores se produce la emisión de electrones Auger[19], [22].

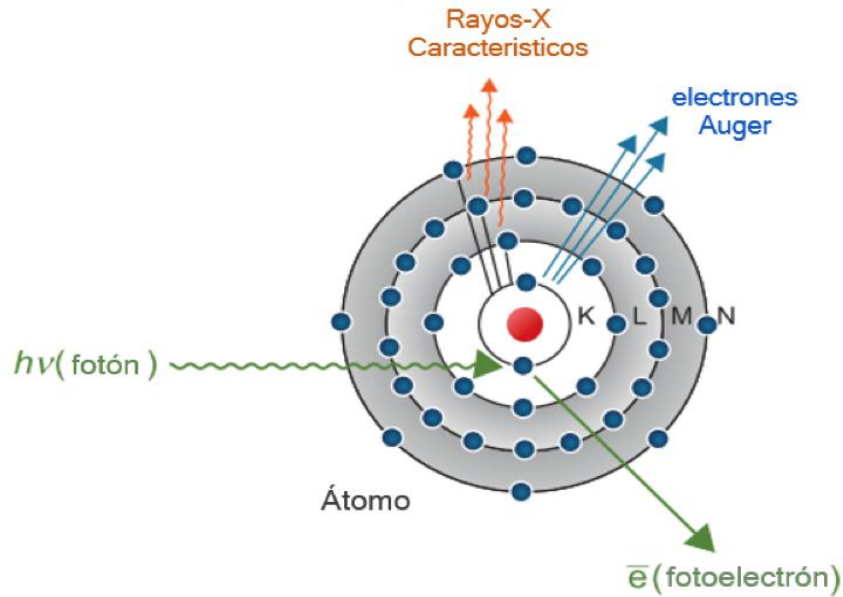


Figura 2-1 Representación del efecto fotoeléctrico⁴

2.1.2.2. El efecto Compton.

El efecto Compton se puede analizar en términos de una colisión entre un fotón y un electrón, donde aplicando las leyes de la conservación de la energía y la cantidad de movimiento se puede obtener las siguientes relaciones. Un fotón que viaja con una energía $h\nu$ y momento $h\nu/c$ colisiona con un electrón. Después de la colisión, el electrón se desvía un ángulo θ con una energía cinética T y un momento p , a su vez el fotón se desvía un ángulo α , con un momento $h\nu'/c$. Esto se representa en la figura 2-2 [19], [22].

⁴ Fuente: Faiz M., K. and G. John P., The Physics of Radiation Therapy, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014.

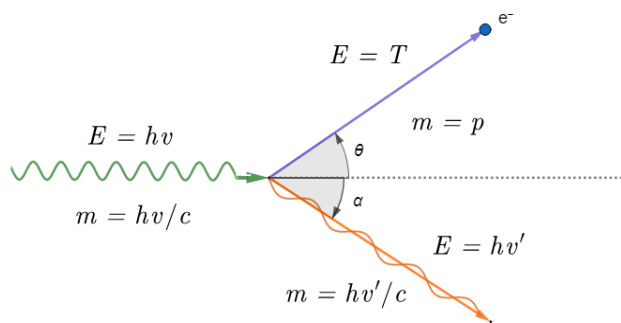


Figura 2-2 Representación gráfica del efecto Compton⁵

Cuando una fluencia de fotones de alta energía incide sobre la materia, se producen múltiples ionizaciones en los átomos al absorber parte de la energía de estos fotones, siendo así la base de las teorías que explican los efectos lesivos producidos por las radiaciones ionizantes

2.1.2.3. La producción de pares

La producción de pares es el fenómeno físico en el que un fotón de alta energía interactúa con el campo electromagnético del núcleo atómico y entrega toda su energía creando un par de partículas electrón e^- y un positrón e^+ .

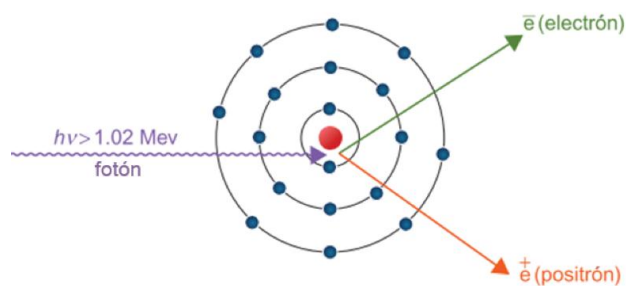


Figura 2-3 Representación gráfica del proceso de producción de pares⁶

⁵ Fuente: Faiz M., K. and G. John P., The Physics of Radiation Therapy, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014.

Puesto que la energía de la masa del electrón en reposo es 0.51 MeV, se requiere una energía mínima del fotón de 1.022 MeV para la producción de pares, si la energía de fotón excede este valor se comparte entre las partículas como energía cinética[19].

Cuando el positrón ha entregado la mayor parte de su energía por la interacción con la materia, se combina con un electrón libre para dar lugar a dos fotones de aniquilación, cada uno con 0.51 MeV. Por conservación de la cantidad de movimiento, los dos fotones se expulsan en direcciones opuestas[22], [23].

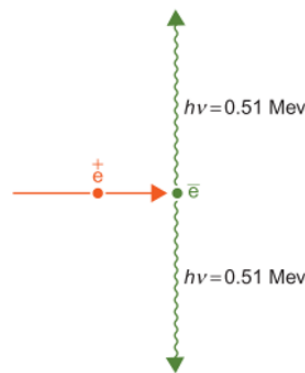


Figura 2-4 Representación gráfica de la radiación por aniquilación⁷

2.1.3. Radioterapia

La radioterapia es un tratamiento clínico que utiliza partículas de alta energía focalizadas, que causan básicamente lesiones del ácido desoxirribonucleico (ADN) celular, lo que provoca la muerte de la célula. El efecto terapéutico se relaciona con el efecto diferencial esperado entre las células tumorales, cuyas mutaciones genéticas impiden una buena reparación de las lesiones del ADN. El tejido sano se repara, en ocasiones de forma inapropiada o exagerada, mientras que las células tumorales mueren progresivamente debido a las aberracio-

⁶ Fuente: Faiz M., K. and G. John P., The Physics of Radiation Therapy, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014

⁷ Fuente: Faiz M., K. and G. John P., The Physics of Radiation Therapy, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014.

nes genéticas acumuladas y no viables [24]. Existen dos métodos comunes usados en radioterapia que son: La radioterapia externa, la cual emplea un equipo que generalmente es un acelerador lineal, que dirige los rayos X de alta energía desde fuera del cuerpo hacia el tumor y está la radioterapia interna también conocida como Braquiterapia, en la cual se coloca una fuente de radiación dentro o cerca del tumor en el cuerpo.

2.1.4. El Acelerador Lineal.

El acelerador lineal es un equipo usado para tratamientos de radioterapia externa, capaz de generar fotones de rayos X a altas energías, comúnmente de los 6MV hasta los 18MV y electrones de 6MeV hasta 22MeV.

Un Linac se compone básicamente de los siguientes componentes

- Un sistema de generación de radiofrecuencia
- Un sistema de inyección de electrones
- Una guía aceleradora
- Sin sistema de transporte del haz
- Un sistema de colimación y control del haz
- Sistemas auxiliares (refrigerantes, bombas de vacío, etc)[23]

El sistema inyector de electrones o cañón de electrones (cátodo) inyecta los electrones en el sistema de la estructura aceleradora, en ella hay una guía de onda que recibe al sistema de transporte del haz, que consiste básicamente en microondas producidas por el sistema de generación de radiofrecuencias de alta potencia para acelerar los electrones de manera sincronizada. Estos electrones acelerados impactan con un objetivo o target (ánodo) para producir haces de fotones de Mega Voltaje que son filtrados y colimados para su administración. En la figura 2-5 se puede ver una breve descripción del principio de funcionamiento de un Linac[23].

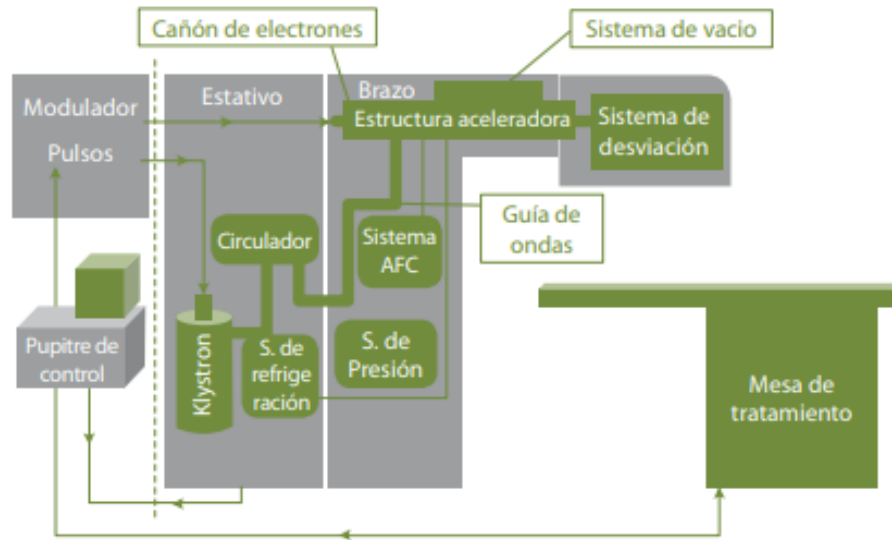


Figura 2-5 Acelerador lineal con un esquema de sus componentes⁸

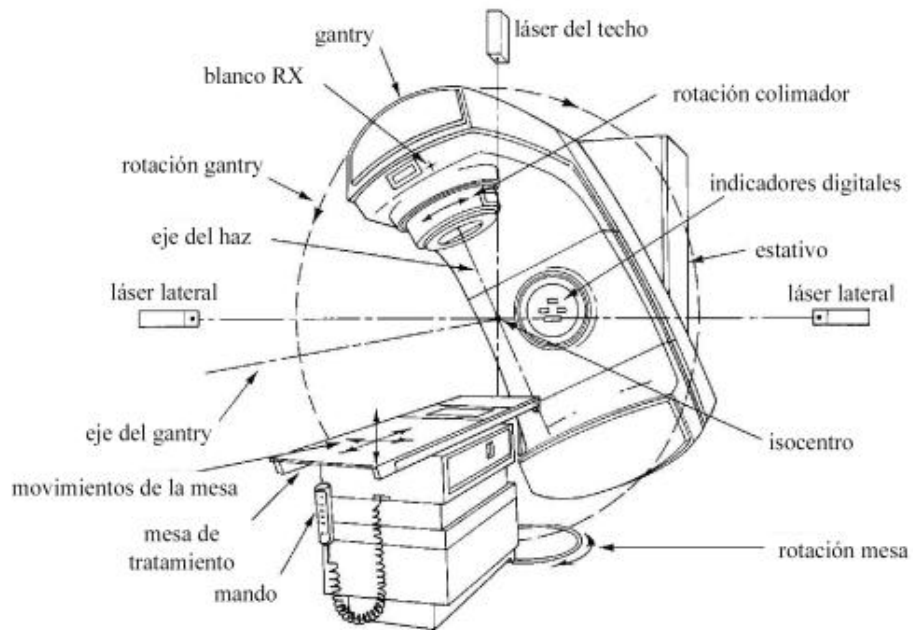


Figura 2-6 Descripción de un Linac para tratamiento clínico⁹

⁸ Fuente: Cruz, M. and L. Arroyo, Fundamentos de Física Médica.

⁹ Fuente: Liva, M. P., J. Manuel, and U. Moinelo, Simulación de aceleradores para radioterapia intraoperatoria, 2012.

El isocentro es el punto en el cual se intersecta el eje de rotación del gantry, el eje de rotación de la camilla y el eje de rotación del colimador, siendo un punto fijo en el espacio.

2.1.5. La Irradiación Corporal Total (TBI).

La irradiación corporal total (TBI, del inglés Total Body Irradiation) con haces de fotones de mega voltaje es una técnica de tratamiento de radioterapia, que ha sido aceptada junto con la quimioterapia como un componente importante del tratamiento de varias neoplasias malignas hematológicas como el mieloma múltiple, síndrome mieloplasmático, la leucemia mielógena aguda, la leucemia mielógena crónica, entre otras, generalmente como parte del acondicionamiento para el trasplante de medula ósea[25].

Los tres principales propósitos de la TBI son: Inmunosuprimir al paciente para permitir el injerto de células madre del donante, destruir las células malignas del cuerpo y erradicar la población de células con trastornos genéticos [26].

Debido a que los aceleradores lineales comúnmente son diseñados y calibrados para que se administre una dosis de radiación homogénea desde la fuente emisora hasta la superficie de 1m para campos máximos de $0.4 \times 0.4 \text{ m}^2$, es necesario implementar técnicas de tratamiento que permitan irradiar la totalidad del cuerpo del paciente. Por ejemplo, dentro de las técnicas mayormente usadas está la técnica de haces horizontales, en el que el gantry del acelerador lineal es ubicado a 270° para que la fuente de radiación quede a una distancia extendida del paciente a 3,9m con campos cuadrados o rectangulares. A esta distancia se logra la cobertura total del cuerpo del paciente. Sin embargo, esta técnica involucra algunos retos dosimétricos mayores. La técnica TBI requiere que para la dosis prescrita en todo el cuerpo haya una variación límite del $\pm 10\%$ y que se entregue una dosis reducida a los órganos a riesgo con bajas tasas de dosis[27].

2.1.5.1. Métodos de irradiación.

Existen diferentes técnicas de tratamiento para TBI, la elección de una de ellas depende en ocasiones de las condiciones del bunker de tratamiento, las dimensiones del paciente, la distancia de tratamiento, y el tipo de energía utilizada[28]. Para la técnica de TBI a distancia extendida en la FVL se han adoptado dos métodos de irradiación de cuerpo completo, estos son: la técnica bilateral y la técnica anteroposterior.

Técnica Decúbito Supino o Bilateral

La técnica bilateral consiste en ubicar al paciente en posición decúbito-supino¹⁰ en la camilla de tratamiento a la distancia del tratamiento TBI, con el gantry del acelerador lineal ubicado a un ángulo de 270° como lo indica la figura 2-5. Se calcula una dosis prescrita en el punto medio del paciente, tomando como referencia el ombligo. Inicialmente se administra la mitad de la dosis prescrita de radiación al paciente, después se rota la camilla horizontalmente 180° para completar la otra mitad de radiación para completar así la cobertura de la dosis en todo el cuerpo del paciente[29].

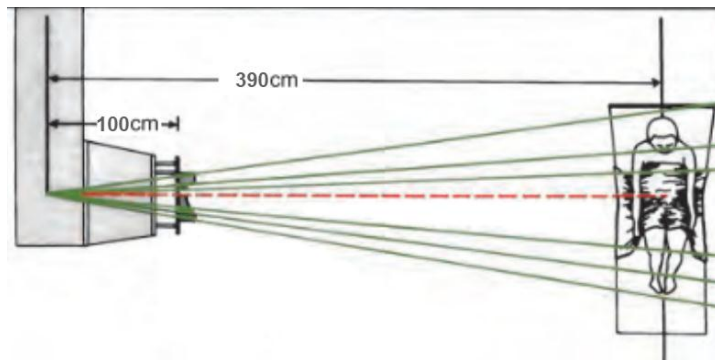


Figura 2-7 Ilustración de la TBI con posición del paciente bilateral o decúbito supino¹¹.

¹⁰ Decúbito supino: Posición del cuerpo cuando está tendido boca arriba

¹¹ Fuente: Faiz M., K. and G. John P., The Physics of Radiation Therapy, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014.

Técnica en posición Decúbito lateral o Anteroposterior y Posteroanterior (AP-PA).

En la técnica AP y PA el paciente se ubica en la posición decúbito lateral¹² a distancia extendida para TBI, con el gantry de acelerador lineal ubicado a 270° de su posición de origen como lo indica la **figura 2-6**. Al igual que para la técnica bilateral, se toma como referencia de punto de prescripción de dosis la línea media del cuerpo en posición AP y PA[29].

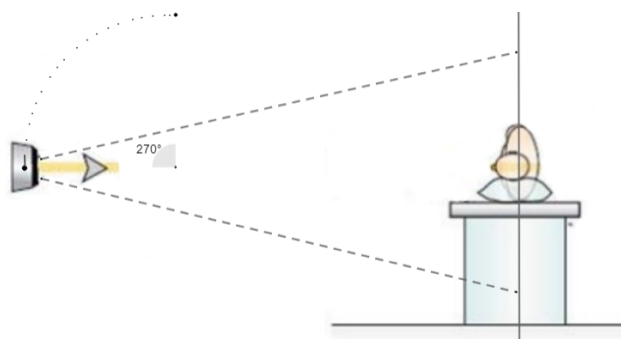


Figura 2-8 Ilustración de la técnica TBI en posición del paciente decúbito lateral¹³

Compensadores de dosis.

Debido a que la geometría del cuerpo humano no es homogénea, por ejemplo, en la posición bilateral, el ancho del tórax no es el mismo que el ancho del cuello o el ancho de la cabeza, la dosis administrada tampoco será homogénea, ya las contribuciones de dosis serán mayores en algunas zonas del cuerpo. Es por eso necesario el uso de compensadores para la cabeza, el cuello y las piernas para que se alcance una distribución de dosis homogénea en el punto medio del paciente. También para administración de altas dosis de radia-

¹² Decúbito lateral: en posición anatómica de lado o costado

¹³ Fuente: Total-Body and Hemibody Irradiation| OncoHEMA Key. [Online]. Available: <https://oncohemakey.com/total-body-and-hemibody-irradiation/>. [Accessed: 27-Jan-2022].

ción superiores a los 8Gy se hace necesario proteger los órganos a riesgo, principalmente los pulmones con protecciones pulmonares[28].

2.1.6. Parámetros Dosimétricos de la TBI

La dosimetría radiológica se encarga de la medición de la dosis absorbida o tasa de dosis de la radiación ionizante con la materia, así como de cualquier otra cantidad relevante desde el punto de vista radiológico, como el kerma, la fluencia, la dosis equivalente, etc. Comúnmente, se miden una cantidad y se deriva otra a partir de cálculos basados en relaciones previamente establecidas[22].

2.1.6.1. Dosis Absorbida

Es una medida de la radiación absorbida por un blanco. Esta dada por:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad 2-2$$

Donde $d\varepsilon$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la masa dm . La unidad establecida en el SI es el Gray (Gy), donde $1\text{Gy} = \text{J}/\text{Kg}$ [30], [31].

2.1.6.2. Porcentaje de Dosis absorbida en Profundidad (PDD, Percentage Depth Dose).

El PDD es una manera de caracterizar la distribución de dosis absorbida en un material a lo largo del eje central del haz. Se define como la razón expresada en porcentaje de la dosis absorbida a una profundidad de d respecto a una dosis absorbida a una profundidad de referencia d_{ref} . Para haces de energías superiores a los 400kVp la profundidad de referencia se puede tomar como la posición de la dosis máxima absorbida ($d_{ref} = d_{max}$)[22], [32].

$$PDD(d, d_{max}) = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \quad 2-3$$

El PDD presenta variaciones de dispersión de dosis en función del tamaño de campo, la calidad del haz, la distancia entre el foco de radiación y la superficie del maniquí (SSD, Source to Surface Distance), la profundidad y la colimación del haz[19].

2.1.6.3. Relación Tejido Phantom (TPR, Tissue-Phantom Ratio).

El TPR se define como la relación de la dosis absorbida en una profundidad determinada en un maniquí y la dosis absorbida a una distancia fija del detector-fuente, a una profundidad de referencia. El TPR se expresa como:

$$TPR(d, dr) = \frac{D_d}{D_{dr}} \quad 2-4$$

Donde D_{dr} es la dosis en el punto específico del eje central en el maniquí a una profundidad de referencia fija dr , D_d es la dosis en el maniquí en el mismo eje central, pero con una profundidad arbitraria d . Cuando se toma la profundidad de referencia dr de máxima dosis medida, el TPR recibe el nombre especial de Relación Tejido-Máximo (TMR, Tissue-Maximum Ratio)[33].

$$TMR(d, d_{max}) = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \quad 2-5$$

2.1.6.4. Factor de Dispersión Total (Output Factor, S_{cp}).

El factor de dispersión para un tamaño de campo dado se define como la relación entre la tasa de dosis en d_{max} para el tamaño de campo en cuestión y la del tamaño de campo de referencia que generalmente es de $0.1 \times 0.1 \text{m}^2$. El factor de salida varía con el tamaño de campo, como resultado de dos fenómenos distintos. A medida que se abren las mordazas del colimador, la dosis primaria en P_c en d_{max} aumenta debido a la mayor cantidad de

fotones de rayos X primarios que se dispersan fuera del filtro aplanador. Además, la dosis de dispersión en el punto de medición por unidad de P_c aumenta a medida que aumenta el volumen de dispersión irradiado por los fotones primarios habiendo aumentado el tamaño del colimador[33].

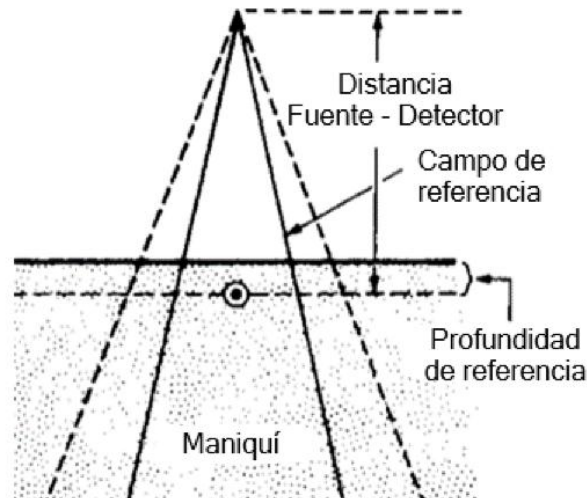


Figura 2-9 Configuración del factor de dispersión total para un campo dado.¹⁴

2.1.6.5. Maniquí de agua solida RW3.

EL maniquí de agua solida RW3 consiste en poliestireno blanco con un porcentaje de masa del 2% de TiO_2 , que es equivalente al agua en el rango de las energías de ^{60}Co a 25MV de fotones y de 4MeV a 25MeV de electrones. La densidad del RW3 es de 1.045 Kg/m^3 y tiene un factor de densidad electrónica respecto al agua de 1.012. Se usa para calibración de Unidades Monitor (UM) y controles de calidad. Cuenta con 1 placa de $1 \times 10^{-3} \text{ m}$, 2 placas de $2 \times 10^{-3} \text{ m}$, 1 placa de $5 \times 10^{-3} \text{ m}$ y 29 placas de $1 \times 10^{-2} \text{ m}$. Esta configuración permite variar la profundidad de medición desde $1 \times 10^{-3} \text{ m}$ hasta $30 \times 10^{-2} \text{ m}$ respectivamente. La dimensión del maniquí completo es de $0.3 \times 0.3 \times 0.3 \text{ m}^3$ [34].

¹⁴ Purdy, J. A. et al., Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology 5 Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology.



Figura 2-10 Maniquí de agua solida RW3¹⁵

2.1.6.6. Cámara de Ionización

Una cámara de ionización es el instrumento más usado para mediciones precisas de radiación, como las requeridas en el área de radioterapia. El principio de funcionamiento básico para una cámara de ionización consiste en una cavidad llena de gas o aire la cual tiene dos electrodos conectados a una fuente de alto voltaje. Cuando un haz de rayos X pasa por la cavidad, ioniza el aire dentro de ella, los iones son recolectados por los electrodos y son medidos por un electrómetro. La carga recolectada dentro de la cámara de ionización es proporcional a la dosis de radiación aplicada[22]

Las cámaras de ionización más habituales para radioterapia son la de geometría cilíndrica que posee la propiedad de tener un campo eléctrico variable con una intensidad alta en las proximidades del electrodo central. También están las de geometría plano-paralelas que poseen un campo eléctrico constante [20].

¹⁵ Fuente: PTW, Freiburg, Germany

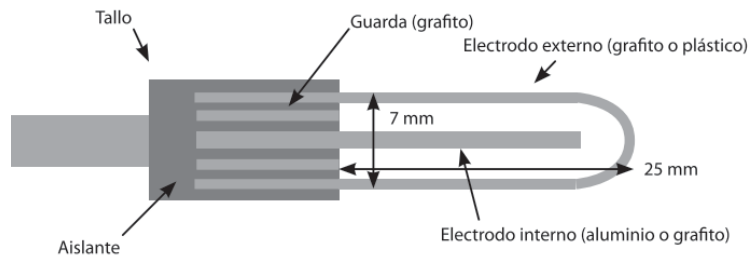


Figura 2-11 Representación gráfica de una cámara de ionización cilíndrica¹⁶

2.1.6.7. Electrómetro

El electrómetro puede ser considerado como un voltímetro de alta impedancia formado por un amplificador operacional de estado sólido como componente principal. Las cargas producidas por la cámara de ionización son muy pequeñas y requieren ser medidas por un equipo muy sensible. Además, debe contar con una fuente de alto voltaje hasta 400V para aumentar la recolección de los iones. Un electrómetro puede medir carga eléctrica e intensidad de corriente, según sea la necesidad de medición. La primera será proporcional a la magnitud que sea objeto de medición y para la cual esté calibrado el conjunto detector-objeto, la segunda será proporcional a su tasa de dosis[20], [23].

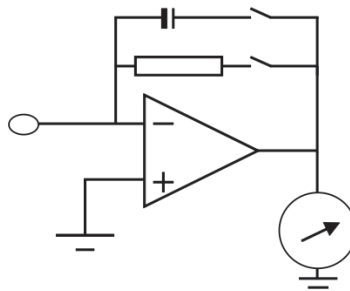


Figura 2-12 Esquema básico de un Electrómetro. Cuando el interruptor superior está conectado el electrómetro mide carga, cuando el interruptor inferior está conectado, el electrómetro mide corriente o tasa¹⁷

¹⁶ Fuente: Brosted, A., Fundamentos de Física Médica -Medida de la radiación, vol. 1. Madrid, 2011.

¹⁷ Brosted, A., Fundamentos de Física Médica -Medida de la radiación, vol. 1. Madrid, 2011.

2.1.6.8. Dosimetría In-vivo.

Un sistema de dosimetría in vivo es una herramienta que permite verificar la precisión y la exactitud de la dosis aplicada al paciente, junto con el tratamiento prescrito por el médico, garantizando la calidad de este. Para su implementación es necesario utilizar detectores de radiación como por ejemplo diodos, Transistores Mosfet, TLDs (Thermoluminescent dosimeter), OSDLs (Optically Stimulated Luminescence Detectors) entre otros, a fin de conocer la dosis que recibe el paciente en un punto dado[19], [35].

2.1.6.9. Cálculo de Unidades monitor para TBI.

El cálculo de las UM se realiza teniendo en cuenta los aspectos dosimétricos obtenidos a distancia SSD extendida, principalmente como el PDD, TMR, output-factor, OAR (off-axis factor) que es la razón entre un punto fuera del eje central para un campo abierto y el punto central del perfil del campo, TF como el factor de transmisión de una pantalla de acrílico como material dispersor del haz colocado entre el acelerador y el paciente y el factor del inverso cuadrado de la distancia $(f/f')^2$. La ecuación básica para calcular las UM en un punto de prescripción es:

$$UM = \frac{D}{k \cdot TMR \cdot S_{cp} \cdot OAR \cdot TF \cdot \left(\frac{f}{f'}\right)^2} \quad 2-6$$

Donde k corresponde a la calidad del haz en cGy/UM, f es la distancia de calibración estándar del acelerador y f' es la distancia desde la fuente al punto de prescripción d la dosis[19].

2.1.7. Eclipse Scripting API (ESAPI)

ESAPI es una interfaz de programación de aplicaciones que fue desarrollada por la empresa Varian Medical System para su sistema de planeación de tratamiento Eclipse™, la cual permite la creación de programas independientes mediante el uso del lenguaje de progra-

mación C#.Net que puedan ser leídos u operados sobre los pacientes cargados en la base de datos de Eclipse gracias a las bibliotecas VMS.TPS.Common.Model.API y VMS.TPS.Common.Model.Types. Dentro de las principales ventajas que se encuentran en ESAPI está la creación de planes de tratamiento, la minería de datos, contorno automático de estructuras para el tratamiento de pacientes [36].

2.2. Marco Referencial

2.2.1. The Physical aspects of total and half body Photon Irradiation. A report of task group 29 radiation therapy committee American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

En este informe publicado en junio del año 1986, se presentó con el deseo de llegar a una estandarización en uniformidad en la administración y la prescripción de dosis para la radioterapia de campos grandes como la TBI. El informe preñía 1) Analizar los métodos para producir campos grandes, así como sus procedimientos, 2) Hacer recomendaciones con respecto a las medidas dosimétricas que se requiere antes de iniciar dichos procedimientos y 3) considerar las posibles prácticas para especificar y administrar dosis de radiación controlada para campos grandes., debido a los desafíos presentados para los físicos médicos por las limitaciones de los aparatos de radioterapia, las técnicas asociadas con la radioterapia total y las incertidumbres con la dosimetría absoluta, lo que hacían que las dosis administradas al volumen objetivo tuvieran grandes variaciones considerables, haciendo muy difícil evaluar su eficiencia clínica y comparar resultados con otros centros de tratamiento clínico [3].

2.2.2. A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity.

El propósito de este artículo publicado el 3 de abril de 2012 es presentar y discutir una técnica de TBI sencilla y fácil de implementar, que satisfaga la meta de lograr una uniformidad de dosis dentro del 10% del volumen de tratamiento. El enfoque principal de este artículo implica la modulación de las mordazas del colimador durante cada fracción de tratamiento y no requiere un modelo de haz fijo, un sistema de planificación de tratamiento especial o compensadores de dosis específicos del paciente. Logrando ser un modelo de tratamiento beneficioso para aquellos que quisieran implementar la técnica de TBI en las clínicas. La modulación de las mordazas se hizo teniendo en cuenta[26].

2.2.3. A CT-aided PC-based physical treatment planning of TBI: A method for dose calculation.

Este artículo presenta el desarrollo de un sistema de planeación de tratamiento espacial para TBI a partir de imágenes CT tomadas al paciente denominado TBI-Plansys el cual calcula las distribuciones de dosis absoluta y relativa a lo largo de la línea media del cuerpo en puntos específicos del cuerpo como la cabeza, el cuello, el mediastino superior, e inferior, los pulmones, el abdomen, la pelvis, los órganos genitales, los muslos, las rodillas y los tobillos. También produce un perfil transversal al nivel del punto de especificación. Se ha comparado la dosimetría In vivo con diodos y cámara de ionización donde se han mostrado diferencias al 3% respectivamente. También el software diseñado calcula los compensadores de dosis y compensadores para los órganos a riesgo. De acuerdo con el artículo, TBI-Plansys permite encontrar las contribuciones de dosis no deseadas que puedan pasar desapercibidos para algunos cálculos en puntos específicos[7].

2.2.4. Volumetric Modulated Arc Therapy Enabled Total Body Irradiation (VMAT-TBI): Six- years clinical experience and treatment Outcomes.

El propósito de este artículo publicado el 27 de octubre de 2021 es informar sobre la experiencia clínica obtenida durante 6 años en términos de estrategia de planeación de tratamiento y tiempo de entrega y evaluación de resultados clínicos y las toxicidades en la muestra de pacientes tratados con la técnica VMAT- TBI. Se analizaron 44 pacientes que recibieron la técnica VMAT y quimioterapia de acondicionamiento. La planificación de tratamiento generó planes que satisfacían las limitaciones de dosis con una cobertura del volumen objetivo mayor al 90%, dosis pulmonarias medias entre 50 y 75%, tiempos de entrega de tratamiento en promedio menor a los 72 min. Concluyendo que la técnica VMAT ofrece una alternativa moderna y segura para los tratamientos de TBI[8].

2.2.5. Integration of automation into an existing clinical workflow to improve efficiency and reduce errors in the manual treatment planning process for total body irradiation (TBI).

El artículo publicado el 3 de marzo de 2020 tiene como propósito mejorar la eficiencia y ayudar a reducir los errores en la transcripción y entrada manual de los datos de planificación de tratamiento de la TBI. Si bien los componentes individuales del proceso de planificación de TBI estaban bien implementados, la interacción repetitiva manual podía conducir a errores potenciales. El informe muestra que se desarrolló un script de planificación de tratamiento basado en C# para eliminar mayoritariamente las partes manuales del flujo de planificación de tratamiento. El Script logró reducir los tiempos de planificación que anteriormente demoraban 45 minutos a tiempos inferiores a 20 minutos[37].

2.2.6. Dosimetría de campos grandes orientada a la técnica bilateral de irradiación corporal total.

El trabajo de grado de maestría en física medica presentado en el año 2009 llevo a cabo un estudio dosimétrico de campos grandes orientado a la técnica bilateral de campos grandes en el Instituto Nacional de Cancerología. En este trabajo, se caracterizó el haz en configuración TBI a una distancia 4.5m, campo de $0,4 \times 0,4 \text{m}^2$ y posición de gantry a 87° . Se midió PPD, TMR, Factor de dispersión y la medición de la dosis a d_{max} . Se realizó el cálculo de las unidades monitor con la información obtenida en la caracterización del haz para una dosis problema con la cual se simula dosis para una sesión de tratamiento y un espesor.

Se verificó la dosis en un maniquí de agua para diferentes profundidades para diferentes profundidades donde evidencia que obtienen valores del 1.04% al 2.042% respecto a la dosis planeada, además la verificación de la dosis medida con semiconductores MOSFET muestran errores del rango de 1.27% - 4.08% respecto a la dosis en profundidad del máximo de dosis. Este trabajo también presenta el cálculo de espesores de compensadores de órganos a riesgo[29].

2.2.7. Análisis y comparación dosimétrica de la irradiación corporal total por medio de las técnicas convencionales 2d y Field-in-Field.

Este trabajo de grado de maestría en física medica presentado en noviembre de 2017 se evalúa la posibilidad para la obtención de los cálculos de dosis en TBI y en particular la herramienta Field-in-Field. Se comisiona un acelerador lineal Siemens Primus perteneciente al Hospital Pablo Tobón Uribe, ubicado en la ciudad de Medellín. Se verifica los aspectos dosimétricos del LINAC para distancias extendidas teniendo en cuenta el protocolo TRS 398. En este trabajo se encuentran variaciones en los parámetros dosimétricos PDD y TMR inferiores al 2%. También se realizó la planeación en diferentes sistemas de planeación de tratamiento, encontrando similitud en los cálculos de UM siempre que las condiciones de planificación sean semejantes[25].

2.2.8. Estudio de detectores tipo película radiocrómicas EBT3 y diodos de Silicio para dosimetría en vivo para irradiación corporal total

Este trabajo de grado presentado en agosto del 2020 estudia tres sistemas de detección para controles de calidad de la técnica TBI en el Hospital Universitario San Ignacio, dos de ellos mediante diodos semiconductores y otro basado en películas radiocrómicas EBT-3. Se encontró que el sistema de dosimetría in vivo basado en diodos proporciona mayores ventajas debido a que presenta las lecturas en tiempo real, lo cual se considera indispensable para la técnica TBI ya que permite realizar correcciones durante el tratamiento. Sin embargo, destaca la implementación de películas radiocrómicas EBT-3 como una herramienta dosimétrica para análisis tratamientos a distancia extendida como TBI, aunque presenta desventajas con los diodos como por ejemplo que las lecturas requieren un tiempo antes del ser determinadas ya que las películas reaccionan químicamente con la radiación[38].

2.3. Análisis del Marco Referencial.

La TBI con SSD extendida es una técnica funcional que lleva mucho tiempo en uso[28][39][40], donde la literatura muestra cómo se han empleado diferentes métodos para entregar una mejor conformación de dosis homogénea al paciente sin afectar los órganos a riesgo como, por ejemplo, los pulmones, los riñones y el cerebro, cumpliendo con una diferencia de error del 10%[28]. Sin embargo, es importante destacar como en la literatura actualmente se está viendo reemplazada la TBI con SSD extendida por la técnica VMAT-TBI, como otra alternativa novedosa que asegura una mejor conformación de la dosis y protección de órganos a riesgo[8].

En Colombia son pocos centros clínicos los que hacen uso del tratamiento TBI con SSD extendida y en la región sur occidente de Colombia, el servicio de radioterapia de la Fundación Valle del Lili y la Clínica Imbanaco[41] son las únicas instituciones que realizan esta técnica de tratamiento. En ambas clínicas hasta el momento se realiza la técnica TBI con SSD extendida, donde en la clínica Imbanaco realizan el plan de tratamiento a partir de las

imágenes CT del paciente. En la ciudad de Popayán, aunque hay un acelerador lineal funcionando aún no se cuenta con dicha técnica de tratamiento.

A continuación, se presentan algunas características importantes sobre las investigaciones realizadas.

Tabla 2-1 Características importantes de las referencias citadas.

Referencia	SSD a isocentro	Modulación mordazas	Dosimetría in vivo	Mejor cobertura órganos a riesgo
[7]			✓	✓
[26]		✓	✓	✓
[25]		✓	✓	
[8]	✓	✓		✓
[37]			✓	
[29]		✓	✓	✓
[38]			✓	✓

De acuerdo con la tabla 2-1 para las referencias presentadas anteriormente, la técnica TBI aún se sigue implementando mayoritariamente en centros clínicos a distancia SSD extendida principalmente en Colombia, donde la dosimetría in vivo cumple un papel fundamental para la verificación de las dosis administradas al paciente. Se observa como el trabajo del autor E. R. Zhang-Velten correspondiente a la literatura que ha implementado la técnica TBI-VMAT no se menciona la dosimetría in vivo y puede deberse a la facilidad que brinda la distancia a isocentro para la realización de controles de calidad más precisos con instrumentos de medición como por ejemplo el sistema de verificación de planes “Portal Dose Image Prediction” (PDIP). También se observa de la tabla 2-1 se ha venido implementando la modulación de las mordazas para la técnica TBI

Capítulo 3

Metodología y Materiales

En este capítulo se describe los equipos y materiales usados para el desarrollo de este trabajo de grado. Se inicia con la medición de los parámetros dosimétricos como el perfil de campo, el PDD, TMR y factores de dispersión. Seguidamente describe la metodología usada para verificar la dosis absorbida a las distancias de 3.9m y 4.9m. Posteriormente presenta la descripción de cómo se realizó la calibración de los diodos a diferentes configuraciones para validar la mejor de ellas y finalmente describe como se elaboró el software para la creación de planes de tratamiento automatizados de TBI en el sistema de planeación de tratamiento Eclipse[12].

En este capítulo se trazó procedimiento para la validación de la dosimetría entregada a distancia TBI para un maniquí de agua sólida de $0.3 \times 0.3 \times 0.3 \text{m}^3$.

3.1. Obtención de Curva de intensidad de Carga.

Para la obtención de la curva de intensidad de carga se necesitan medir los perfiles de dosis en función del ancho del campo. Para esto, se implementó el montaje observado en la figura 3-1. Se usó el acelerador lineal (LINAC) Siemens Artiste con una tasa de dosis configurada de 300UM/min para una energía de rayos X de 6MV, seguidamente se giró el gantry del acelerador un ángulo de 270° , el colimador se mantuvo a 0° y el campo se configuró a $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$ (figura 3-1) para que el haz quedara en dirección paralela al piso enfrente del maniquí de plástico RW3 usado como material equivalente a agua con la cámara de ionización Farmer modelo 30013, como detector de radiación ionizante. El maniquí está conformado por dos materiales uno dispersor de radiación y otro un maniquí de agua sólida con placas de $0.3 \times 0.3 \times 0.3 \text{m}^3$ de densidad equivalente al agua, de referencia RW3 de PTW –

Freiburg, el detector de ionización es una cámara de ionización Farmer el cual tiene una ubicación fija ya establecida en la placa.



Figura 3-1 Montaje experimental para la medición del perfil de dosis a 3.9m y 4.9m

Para tomar las medidas se desplazó el maniquí junto con la cámara de ionización en dirección de la camilla (in-plane) una distancia desde -0.9m medidos desde el eje central de la camilla en pasos de 0.1m hasta 0.9m, durante cada intervalo de posición se irradia 50UM de la máquina y los datos de carga fueron medidos en un electrómetro UNIDOS fabricado por PTW.

3.2. Obtención de las curvas PDD.

Se midió la curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDD- Percentage depth dose curve) para las distancias de 3.9m y 4.9m respecto a la fuente de rayos X del acelerador lineal Siemens Artiste. Para ello se usarán 30 placas de agua sólida, 1 de 0.001m, 2 de 0.002m, 27 de 0.01m y 2 placas conformadas para la ubicación de la cámara de ionización plano-paralela[42]. Las curvas PDD son medidas para calcular el rendimiento de absorción de dosis en el maniquí y mediante estas curvas se hará útil la calibración cruzada de los diodos para la verificación de la dosimetría in vivo. De acuerdo con lo anterior, se ubicaron 15 placas delante de la guía laser que indica la distancia de 3.9m y 4.9m respectivamente, es decir con una SSD de 3.75m y 15 placas detrás de la guía laser, alrededor de las placas se adicionó material dispersor. Manteniendo la SSD constante se varía la posición de la cámara.

ra en el maniquí y se mide en el electrómetro para cada posición la carga obtenida para 50UM.



Figura 3-2 Montaje acelerador-maniquí para la medida de PDD para la distancia extendida de 3.9m.

3.3. Obtención de los datos del TMR para la técnica de TBI.

Se midió la relación tejido máximo (TMR) para un campo a isocentro de $0.4 \times 0.25 \text{m}^2$ a una distancia de 3.9m y 4.9m respectivamente. Estos valores de TMR se usaron como referencia de espesor desde el ombligo hasta la cintura de un paciente, para calcular las unidades monitor por medio de la ecuación 2-13. Estas UM son las que se darán en el tratamiento de radioterapia.

El TMR es una medida del tejido máximo, el montaje utilizado en este caso fue similar al del de las medidas de las curvas PDD, la diferencia radicó en que se mantuvo fija la cámara de ionización Farmer a las distancias TBI establecidas, en este caso se fue añadiendo placas de agua solida hasta completar un espesor de 30cm delante de la cámara, para cada medida se irradió 50UM. Las medidas tomadas son de carga en nano-Coulomb en función de profundidad. Los datos fueron normalizados al máximo de dosis medida dividiendo la dosis

absorbida a una determinada profundidad entre el máximo de dosis absorbida medida. La figura 3-3 representa el montaje experimental.



Figura 3-3 Montaje experimental para las medidas de TMR para configuración TBI a 3.9m

3.4. Obtención del factor de dispersión S_{cp} .

El factor de campo es un parámetro dosimétrico que permite calcular la contribución de dosis absorbida en el paciente por causa de la contribución de fotones dispersados en el aire y las paredes cercanas al paciente. Esta contribución es tomada en cuenta en la ecuación 2-13 para el cálculo de las UM.

Para la obtención del factor de dispersión S_{cp} , se giró el gantry un ángulo de 270° y se posicionó la camilla para que correspondiera a la zona media de esta con las distancias TBI, posteriormente se ubicó la cámara Farmer en el centro del campo donde se agregaron placas de agua sólida delante para tener un espesor equivalente al agua de 0.1m de espesor y 30 placas de 0.01m detrás. Adicionalmente a los costados se agregó material dispersor para simular condiciones similares a un paciente (figura 3-4). Se determinó el factor de dispersión S_{cp} para cada una de las distancias extendidas TBI mediante la relación de las medidas de la carga para el tamaño de campo de configuración TBI y un campo de referencia $0.1 \times 0.1 \text{m}^2$.



Figura 3-4 Montaje para la medición del factor de dispersión total S_{cp} para un campo de $0.1 \times 0.1 \text{m}^2$ de referencia y el campo TBI de $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$ medidos en el isocentro.

3.5. Cálculo de las unidades monitor para el tratamiento de TBI.

Una vez obtenidos los parámetros dosimétricos como el TMR, el factor de dispersión S_{cp} , el factor OAR y los efectos del inverso cuadrado de la distancia para las distancias TBI se realizó el cálculo de las unidades monitor que va a entregar el acelerador lineal mediante el uso de la ecuación 2-6. Las UM calculadas son las que en teoría se administrarían a un paciente a tratar dependiendo de la prescripción dada.

Dado que la prescripción de dosis para TBI se realiza en un punto fijo, tomando como referencia el ombligo del paciente como punto medio, los datos obtenidos del TMR medidos a las distancias de TBI permitirían aproximar una medida de la relación de dosis que recibirá el paciente en función del espesor de este.

3.6. Verificación de la dosis calculada en el punto medio.

Esta etapa es muy importante para validación de la calidad del tratamiento, ya que se verifican las mediciones de los parámetros dosimétricos anteriores y los cálculos de UM para una dosis prescrita. La verificación de la dosis calculada en el punto medio indica las desvia-

ciones de la dosis prescrita, la dosis calculada y la dosis medida. Permitiendo entonces realizar las correcciones que sean necesarias.

Se midió la carga que corresponde a 2Gy en la cámara de ionización Farmer a una profundidad de 0.1m en agua sólida y distancia SSD 1m, es decir a una distancia desde la fuente a la cámara de 1.1m. Las UM se calcularon mediante el sistema de planeación de tratamiento Eclipse dando 299UM. La carga colectada por el electrómetro fue la carga de referencia para la medida de dosis a TBI. Se midieron los factores de corrección de dosis como k_{TP} y k_{pol} para realizar a transformación a dosis absorbida.



Figura 3-5 Medición de dosis absorbida en el maniqui de agua solididad a 0.1m de profundidad a SSD 1m

Para verificar la relación de la dosis prescrita con las unidades monitor calculadas en punto 3.5, se creó un plan de tratamiento para administrar una dosis de 2Gy y 4Gy a distancias TBI. Se calculó las unidades monitor simulando un paciente con espesor de 0.15m, 0.20m, 0.25m, 0.3m, 0.4m y 0.5m, luego se midió la carga colectada por la cámara de ionización Farmer en el electrómetro con el fin de realizar la conversión a dosis absoluta como lo recomienda el TRS 398[4].

Los datos medidos se compararon con los cálculos de las UM de la hoja de cálculo usada actualmente en la FVL para realizar los planes de tratamiento de la técnica TBI.

3.7. Calibración de los diodos para dosimetría in-vivo.

Para el aseguramiento de la calidad de la entrega de dosis al paciente se usó dosimetría in vivo para medir la dosis de radiación recibida durante el tratamiento. La dosimetría in vivo se logra mediante el uso de cuatro diodos de la marca IBA y referencia EDP-15 3G. Se realizaron 3 calibraciones a los diodos con el fin de comparar cuál de ellas presenta mejores resultados a la hora de medir la dosimetría in vivo simulando un paciente.

3.7.1. Calibración de los diodos como entrada a distancia SSD 1m.

La primera calibración se realizó a distancia SSD 1m en condiciones normales de calibración como se ha realizado en la Fundación Valle del Lili para un campo de $0.1 \times 0.1 \text{m}^2$, energía de 6MV (figura 3-6c, d) y tasa de 300UM/min configuradas en el acelerador lineal Artiste. Se ubicaron 10 placas de agua solida sobre la cámara de ionización Farmer y 10 placas de agua solida debajo de ella. Se ubicaron los diodos sobre la superficie del agua sólida, es decir a una distancia de la fuente de 100cm, la cámara quedo a una distancia SDA de 110cm. Se calcularon las unidades monitor en el TPS Eclipse de tal forma que en la cámara de ionización se mida 2Gy. Luego mediante la curva PDD se calculó la dosis que recibirían los diodos en la superficie, teniendo en cuenta las especificaciones del fabricante, donde enuncia que para energías de 6-12MV el recubrimiento de los diodos equivale a una profundidad de agua de 1.5cm. Las lecturas fueron medidas mediante el equipo MULTIDOS de PTW, la calibración y las lecturas fueron realizadas por el software VIVOSOFT también de PTW. Los 4 diodos fueron calibrados como entrada de dosis.

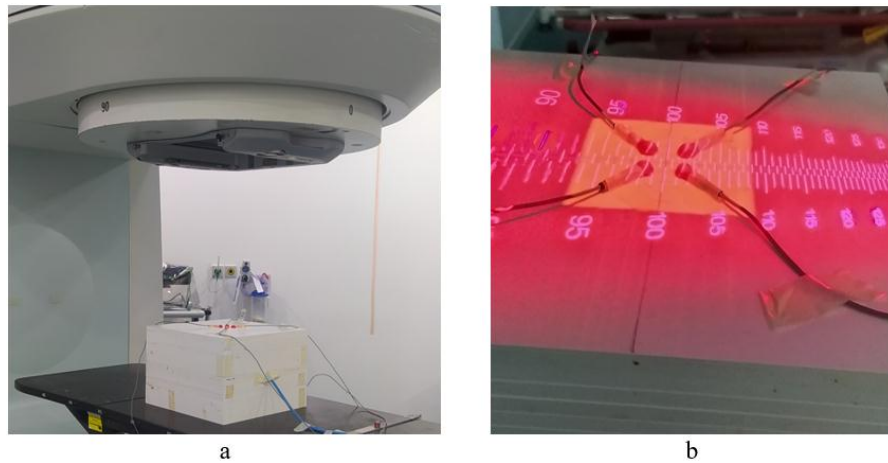


Figura 3-6 Configuración de calibración de diodos como entrada a SSD 1m

3.7.2. Calibración de los diodos como entrada a distancia SSD 3.75m.

En la segunda calibración se ubicaron 15 placas de agua solida delante de la cámara y 15 placas de agua solida detrás de la cámara a una distancia SAD de 3.9m. Se ubicaron los 4 diodos como entrada de dosis a una SSD 375cm y al igual que en la primera calibración se calculó las UM para una dosis en la cámara de ionización de la octava parte de 2Gy y después mediante la curva PDD obtenida en el punto 4.1.2 calcular la dosis recibida en la profundidad de medida en los diodos.



Figura 3-7 Configuración de calibración de diodos como entrada a SSD 3.75m

3.7.3. Calibración de los diodos como entrada y salida a distancia SSD 3.75m.

Finalmente, en la tercera calibración se ubicaron 2 diodos como entrada de dosis a SSD 3.75m y dos diodos como salida a distancia 4.05m. La cámara de ionización permaneció a distancia SDA 3.9m. al igual que el procedimiento 2, se calculó las UM para la octava parte de 2Gy recibida en los diodos en la superficie mediante los datos de la curva PDD. Los datos de calibración se almacenaron en el software VIVOSOFT.



Figura 3-8 Configuración de calibración de diodos como entrada y salida a SSD 3.75m

3.7.4. Verificación de la calibración de los diodos.

Para la verificación de la dosimetría in-vivo se ubicó el maniquí Alderson simulando un paciente de tal manera que la zona media quedara a 3.9m como lo indica la figura 3-9. Se simuló un paciente de espesor de 30cm, se ubicó la cámara de ionización Farmer dentro del agua sólida. Se ubicaron dos diodos delante del maniquí y dos detrás, uno a la altura del cuello y el otro en la superficie del agua sólida. Se irradió la octava parte de 2Gy en la primera zona media y luego la otra octava parte de 2Gy por la otra zona media, se midió la dosis absorbida por los diodos en las tres configuraciones.



Figura 3-9 Configuración de calibración de diodos como entrada y salida a SSD 3.75m

3.8. Elaboración de un plan de tratamiento para la técnica TBI.

A partir de la Interfaz de programación de aplicaciones Eclipse Scripting API (ESAPI) que está integrada en el sistema de planificación de tratamiento EclipseTM [36], ambos desarrollados por Varian Medical Systems y adaptada para el lenguaje de programación C#.NET de Microsoft. Se creó un software mediante el entorno de desarrollo integrado Visual Studio[43]. El software permite la creación de planes de tratamiento de forma rápida y automatizada de acuerdo con los parámetros establecidos en la FVL, además, permite generar un documento pdf con información del paciente, las medidas, y el cálculo de la dosis para la dosis prescrita, para que pueda ser cargado en la base de datos del paciente.

El software se desarrolló en Visual Studio 2022 instalado en un servidor de prueba “varian-Tbox” ubicado en la FVL, el cual contiene una copia de seguridad del software de planeación de tratamiento (SPT) clínico Eclipse desarrollado Varian. El servidor tiene una licencia otorgada por Varian que permite crear programas independientes al SPT mediante el uso de las bibliotecas VMS.TPS.Common.Model.API y VMS.TPS.Common.Model.Types desarrolladas principalmente para ser ejecutadas en el lenguaje de programación C#.Net.

Luego de tomar las medidas de ancho de cabeza, ancho y largo de cuello, ancho de tórax, rodillas, tobillos y longitud de las piernas, el software busca al paciente en la base de datos

de SPT, se ingresan las medidas tomadas para crear un plan de tratamiento para TBI además de cálculo los compensadores de tejido.

Capítulo 4

Resultados y Análisis

A continuación, se presentan los resultados obtenidos por la realización de las medidas a los parámetros dosimétricos para las distancias 3.9m y 4.9, así como el análisis de la verificación de la dosis administrada a un maniquí equivalente a gúa de las UM calculadas en este trabajo de grado y comparadas con las UM usadas actualmente en la FVL. Finalmente, este capítulo describe el prototipo final del software implementado el servidor de prueba Varían-Tbox para la elaboración de planes automatizados de TBI.

4.1. Curva de intensidad de dosis y PDD.

De acuerdo con la metodología 3.1 y 3.2 se realizaron los montajes experimentales para medir el perfil de campo y PDD. El campo configurado en el acelerador lineal de $0.25 \times 0.4 \text{ m}^2$ a isocentro, proyecta un campo de $0.975 \times 1.56 \text{ m}^2$ a distancia 3.9m y de $1.225 \times 1.96 \text{ m}^2$ a distancia de 4.9m, cuando el gantry está a 270° . Para lo anterior se obtuvieron los siguientes resultados.

4.1.1. Perfil de campo de $0.25 \times 0.4 \text{ m}^2$ para la distancia TBI 3.9m y 4.9m.

Se midió el perfil de campo en dirección de la camilla (in-plane) obteniendo los datos que muestra la gráfica 4-1a. Igualmente se midió el perfil para un campo de 4.9m donde la figura 4-1b representa los datos obtenidos, para este caso no se presenta una caída de radiación medida ya que el tamaño del campo era superior al de la camilla.

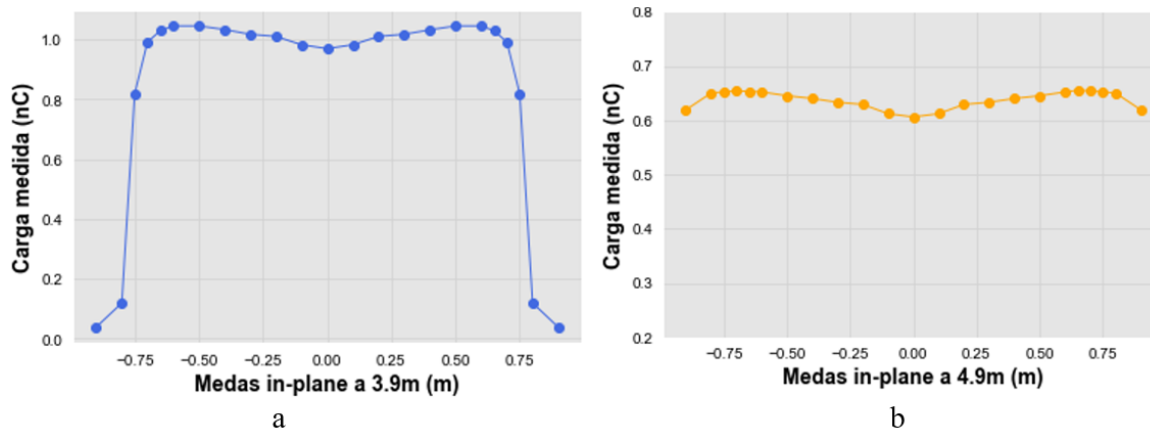


Figura 4-1 Perfil de dosis para un campo de 0.25x0.4m² para a) 3.9m. y b) 4.9m

Si a los perfiles anteriores se dividen entre el valor del eje central se obtiene los factores OAR representados en la figura 4-2

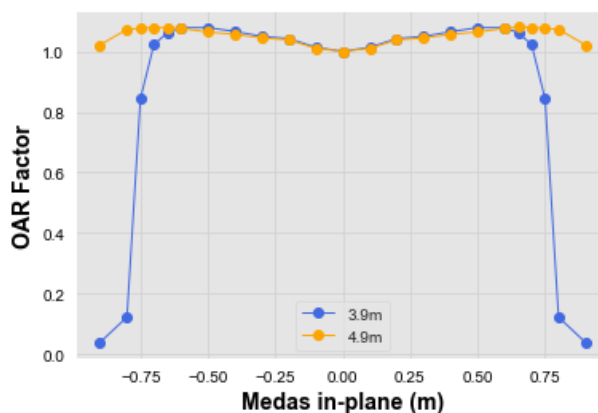


Figura 4-2 Grafica OAR para un campo de 0.25x0.4m² a 3.9m y 4.9m

A pesar de que a 4.9m las medidas de carga en el electrómetro mostraron una reducción significativa comparadas con 3.9m por efectos del inverso cuadrado de la distancia. Se observa como el máximo factor OAR se da para 3.9m de distancia fuente – detector a 0.6m del eje central del campo, con un valor de OAR=1.078, lo que puede significar un aumento en la lectura de dosis de un 7.8% respecto al eje central. Para la distancia fuente-detector de 4.9m se observó un factor OAR = 1.079 que puede equivaler a un aumento de dosis del 7.9% a una distancia fuera del eje central de 0.7m. Además, si se compara las lecturas con

las de la distancia 3.9m se observa un corrimiento de lo que podrían ser las dosis altas de 0.1m.

4.1.2. Medidas de curvas PDD

La curva PDD para los datos fueron medidos a SSD constante iniciando con variaciones de 0.002m hasta una profundidad de 0.2m para observar con precisión el máximo de carga medido, seguidamente en variaciones de 0.01m hasta la profundidad 0.15m y finalmente en variaciones de 0.02 hasta 0.3m. Estas medidas de PDD corresponden al equivalente en un paciente de 0.3m de espesor. Se observó que el máximo de dosis medido con la cámara plano-paralela para el campo de $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$ se encontraba entre 0.014m y 0.016m de profundidad para las distancias 3.9m y 4.9m respectivamente.

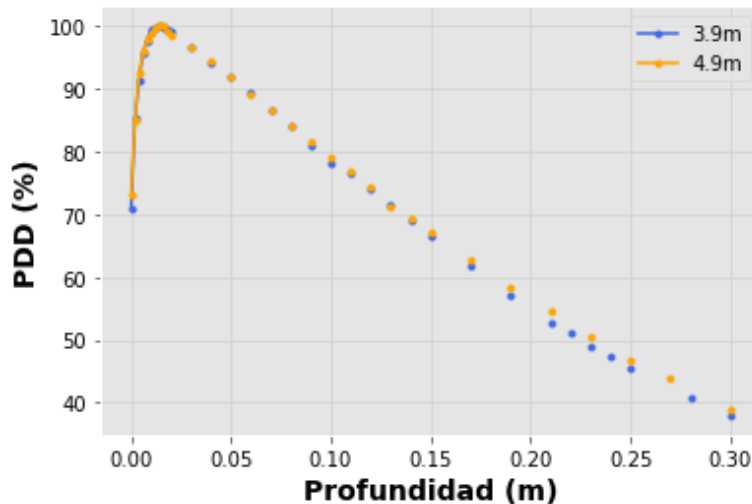


Figura 4-3 Curva de PDD medidas para las distancias extendidas 3.9m y 4.9m

Si bien en la figura 4-3 las curvas PDD presentan similitudes visualmente, si se toma como referencia la curva a 3.9m, numéricamente presentan desviaciones especialmente para espesores mayores a 0.15m de hasta el 17% de desviación. Se observa también de la figura 4-3 como las lecturas de la cámara de ionización son ligeramente mayores a la de 3.9m, lo que

puede deberse a que el tamaño de campo ha aumentado y además al estar más cerca a la pared puede haber mayor contribución de fotones retrodispersados.

4.2. Medición del TMR.

Las curvas TMR se tomaron en placas de agua sólida con la cámara de ionización Farmer 30013 de PTW. Las medidas iniciaron desde un espesor equivalente a agua de 0.007m debido a las dimensiones de la placa T2967/29 que soporta la cámara de ionización[42], luego se iban agregando placas en pasos de 0.005m hasta finalizar con un ancho de 0.275m. Para cada paso se irradiaron 50UM y se midió la carga(nC) en un electrómetro para posteriormente normalizarlos al valor máximo medido. Se encontró que a la distancia 3.9m el máximo valor medido estaba a 0.016m de espesor que encaja con los datos esperados para una energía de 6MV [29], sin embargo, para 4.9m se observó que el máximo valor de carga medido estaba en 0.018m. La figura 4-4 representa la curva de TMR para las distancias TBI.

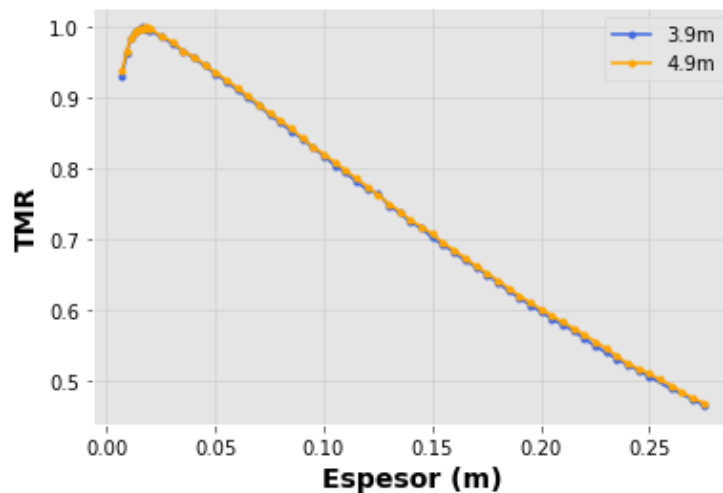


Figura 4-4 Curvas de TMR para el Acelerador lineal Siemens-Artiste a distancias TBI

Al normalizar los valores de TMR para ambas distancias TBI y comprar sus datos, se encuentra una similitud en las curvas con errores relativos de desviación entre 0.048% y 1.05% garantizando una buena medición de los datos ya que de acuerdo con la teoría la variación del TMR es independiente de la distancia fuente superficie [3][44].

A la curva del TMR medido se les realizó un ajuste desde el punto máximo de dosis medido por medio del entorno científico de Python Spyder y la biblioteca de computación científica NumPy[45][46]. Se obtuvo una ecuación polinómica de grado 3 que modela muy bien los datos como se presenta a continuación.

Tabla 4-1 Ajuste de datos de carga medidos a 3.9m y 4.9m

Polinomio: $y = a_3x^3 + a_2x^2 + a_1x + a_0$		
	TMR 3.9m	TMR 4.9m
a_3	1.09784580e-08	9.69348672e-09
a_2	-3.51748997e-06	-2.93634719e-06
a_1	-1.92964994e-03	-1.99746405e-03
a_0	1.03555507e+00	1.04006433e+00
r^2	0.9998947	0.99994735

En la tabla 4-1 x representa el espesor medio del paciente en metros. Ahora los datos se pueden representar fácilmente mediante una ecuación que permitirá un fácil cálculo para las UM, ya que no tendrá que buscar el TMR en una base de datos Excel. También, se puede ver que, analizando los datos del modelo ajustados en Python se observa una diferencia relativa máxima de 0.581% y una mediana del 0.154% con los datos medidos para 3.9m y para la distancia TBI de 4.9m la diferencia de los datos medidos con los del modelo son: diferencia relativa máxima es 0.55% con una mediana de 0.16%.

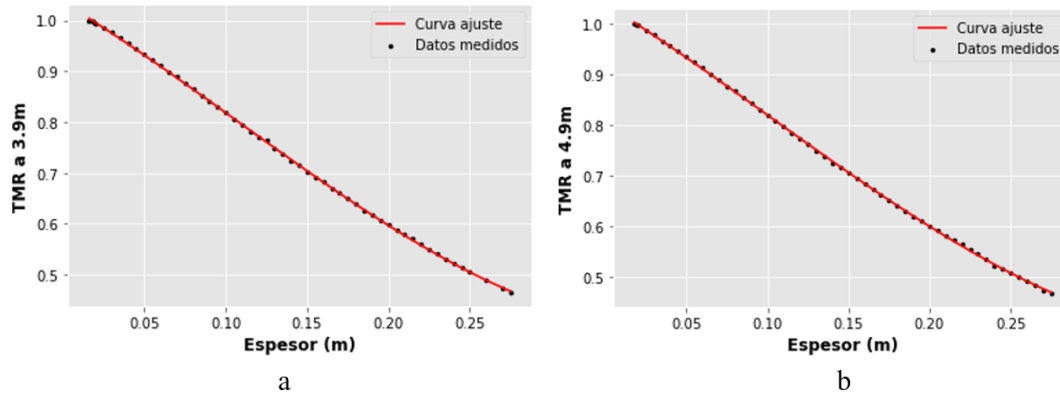


Figura 4-5 Comparación grafica de los datos medidos con la ecuación de ajuste para a) 3.9m y b) 4.9m

4.3. Obtención del factor de dispersión total S_{cp} .

La tabla 4-1 presenta los resultados obtenidos para las lecturas de carga del campo TBI y el campo de referencia. Se observa como aumenta el factor S_{cp} cuando la distancia TBI también aumenta por la diferencia entre los tamaños de campo, la mayor dispersión de fotones primarios en el aire y la retro dispersión por las paredes detrás de la camilla.

Tabla 4-2 Medidas y cálculo de factores de dispersión total S_{cp} para distancias TBI.

Distancia TBI	Tamaño De Campo ($\pm 0.001m^2$)	Lectura Electrómetro ($\pm 0.001nC$)	Factor S_{cp}
3.9m	0.4x0.25	1,015	1,048
	0.1x0.1	0,968	
4.9m	0.4x0.25	0,639	1,051
	0.1x0.1	0,608	

4.4. Cálculo de Unidades Monitor.

Para el cálculo de las unidades monitor se hará uso de la ecuación 2-6. En este caso como no se usó pantalla de acrílico y el cálculo de las unidades monitor se hizo en el punto central del campo, los factores de transmisión TF y OAR serán iguales a 1. Por lo tanto, la ecuación 2-6 se reduce a.

$$UM = \frac{D}{k \cdot TMR \cdot S_{cp} \cdot \left(\frac{f}{f'}\right)^2} \quad 4-1$$

Dónde:

El factor de calidad k para el acelerador lineal Artiste es 0,9907 cGy/UM.

Para la distancia 3.9m $\left(\frac{f}{f'}\right)^2 = 0,0657$ y $S_{cp} = 1,048$

Para la distancia 4.9m $\left(\frac{f}{f'}\right)^2 = 0,0416$ y $S_{cp} = 1,051$

El TMR corresponde para cada caso a la ecuación polinómica de grado 3 representada en la tabla 4-1

4.5. Verificación de la dosis administrada en el punto medio.

Para una distancia SSD 1m a una profundidad de 0.1m del maniquí de agua sólida en condiciones de temperatura igual a 17°C y a presión 90.1KPa medidos con una termocupla en el interior de la cavidad del soporte de la cámara Farmer de agua sólida, con la cámara de ionización polarizada a +300V se midió una carga de 33.1nC, lo que equivale a una dosis absorbida de 1.9472 Gy. Los datos se representan en la tabla 4-3.

Tabla 4-3 Medidas de calibración de dosis a SSD 1m a una profundidad de 0.1m en placas equivalente a agua RW3

Carga medida	33,1 nC
k_{pol}	1.00167785
k_{elec}	1.00
$k_{T,P}$	1,1083101
k_s	1.00
k_{Q,Q_0}	0,9907
N_{D,w,Q_0}	0,05349 Gy/nC
Dosis Medida	1,94729665 Gy

Se calcularon las UM monitor a administrar mediante la ecuación 4-1, los resultados de los cálculos se presentan en la tabla 4-4. Sin embargo, como las UM calculadas son muy grandes y requieren mucho desgaste de máquina, se verifico la dosis administrada para la octava parte de las UM que equivale a la octava parte de 2Gy y 4Gy a distancia TBI 3.9m. Para la distancia 4.9m se verificó la dosis solo para la octava parte de 2Gy para los espesores mencionados en el punto inciso 3.6 del capítulo 3.

Se compararon las mediciones de las UM correspondientes a una dosis de 2Gy calculadas para este trabajo de grado (TG) con las UM utilizadas en la FVL. El cálculo de los diferentes métodos se presenta en la tabla 4-4

Tabla 4-4 Cálculo de UM a administrar para la verificación de la dosis absoluta para 2Gy a distancia TBI 3.9m

Paciente		UM TG		UM FVL	
Espesor [mm]	Media [mm]	UM Calc.	UM/8	UM Calc.	UM/8
15	7,5	3300	413	3034	379
20	10	3577	447	3308	414
25	12,5	3847	481	3592	449
30	15	4156	520	3928	491
40	20	4901	613	4742	593
50	25	5790	724	5796	725

Para el acelerador lineal las UM son lineales con las lecturas del dosímetro y esto se verifica en los controles de calidad mensuales que se realiza en la FVL[47]. Por calibración cruzada se espera que para la octava parte de 2Gy se mida una carga de 4.2495 nC.

Para las mediciones a distancia extendida se obtuvieron los siguientes valores.

Tabla 4-5 Factores de calibración medidos a distancia extendida 3.9m

Carga referencia	4.2495 nC
k_{pol}	1.00167785
k_{elec}	1.00
$k_{T,P}$	1,1083101
k_s	1.00
k_{Q,Q_0}	0,9907
N_{D,w,Q_0}	0,05349 Gy/nC
Dosis Medida	2.0 Gy

Tabla 4-6 Dosis medida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 2Gy

Paciente [cm]	Carga medida [nC]	Dosis equivalente a 2Gy [Gy]	Error relativo
15	4,461	2,116	5,79%
20	4,507	2,138	6,88%
25	4,513	2,140	7,02%
30	4,524	2,146	7,28%
40	4,547	2,156	7,82%
50	4,551	2,158	7,92%

Tabla 4-7 Datos de cálculos en la plantilla Excel equivalente a 2Gy

Paciente [cm]	Carga Medida [nC]	Dosis equivalente [Gy]	Error relativo
15	4,101	1,945	2,741%
20	4,168	1,977	1,161%
25	4,214	1,998	0,075%
30	4,230	2,006	0,308%
40	4,399	2,087	4,327%
50	4,556	2,161	8,032%

La tabla 4-7 muestra una diferencia de error en las mediciones que, aunque están dentro del 10% de tolerancia para la técnica TBI, en condiciones reales puede presentar diferencias de muy superiores al 10%. Además, se observa como para las dosis administradas en TBI la desviación en la administración de dosis aumenta para pacientes con mayor espesor. Por lo tanto, por el principio ALARA (tan bajo como sea razonablemente alcanzable, del inglés

“As Low As Reasonably Achievable”)[48][31], fue necesario realizar un ajuste a los datos para reducir la diferencia porcentual en la administración de la dosis al paciente. De este modo, a las UM de la tabla 4-4 y las mediciones de carga de la tabla 4-6 se calcularon las UM que serían necesaria para medir una dosis de 2Gy. Para ello aprovechando la linealidad de las UM con la dosis absorbida se usó la ecuación 4-2 para calcular las nuevas UM una dosis de 2Gy.

$$UM = \frac{2 \cdot X}{D_m} \quad 4-2$$

Donde X corresponde a las UM TG calculadas de la tabla 4-4 y D_m a la dosis equivalente medida de la tabla 4-6.

Tabla 4-8 Medida de dosis corregida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 2Gy

Paciente	UM	Carga medida [nC]	Dosis equivalente [Gy]	Error relativo
15	390	4,298	2,038	1,92%
20	418	4,247	2,014	0,71%
25	449	4,247	2,014	0,71%
30	484	4,245	2,013	0,66%
40	568	4,246	2,014	0,69%
50	671	4,258	2,019	0,97%

La corrección realizada a las UM redujo significativamente el error en la administración de dosis sin importar el espesor del paciente. Con los datos obtenidos se ajustaron los datos para representar las correcciones de las UM mediante una nueva ecuación exponencial.

$$UM_{3.9m} = D \cdot (y_0 + C \cdot e^{a \cdot x}) \quad 4-3$$

Donde

D Dosis a administrar en Gy
 y_0 605,50188
C 682,96688

a 0,02225
R² 0,99998

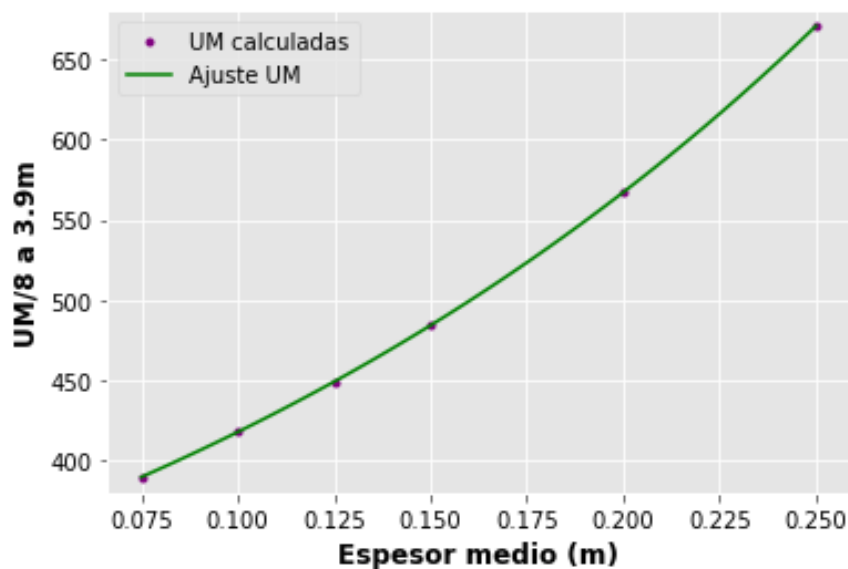


Figura 4-6 Curva de ajuste de UM a distancia extendida 3.9m

Con la ecuación 4-3 se calcularon las UM para una dosis de 4Gy. Seguidamente se irradió la octava parte de las UM. Las medidas que se observan en la tabla 4-9 arrojan buenos resultados con diferencias de error relativo de hasta 1.209%

Tabla 4-9 Dosis medida a distancia TBI 3.9m para una dosis equivalente a 4Gy

Paciente	UM	Carga Medida [nC]	Estimación Dosis [Gy]	Error Relativo
15	780	8,518	4,040	0,995%
20	836	8,526	4,044	1,090%
25	899	8,532	4,046	1,161%
30	968	8,508	4,035	0,877%
40	1136	8,523	4,042	1,055%
50	1341	8,536	4,048	1,209%

Para la distancia TBI a 4.9m se calcularon las UM en base a la ecuación 4-1. Se observa en la tabla 4-11 un comportamiento similar a la tabla 4-6 para la distancia TBI 3.9, donde a medida que aumenta el espesor del material equivalente a agua, aumenta la diferencia de error de administración de dosis.

Tabla 4-10 Factores de calibración medidos a distancia extendida 4.9m

Carga referencia	4.2495nC
k_{pol}	1.00167785
k_{elec}	1.00
$k_{T,P}$	1,10463208
k_s	1.00
k_{Q,Q_0}	0,9907
N_{D,w,Q_0}	0,05349 Gy/nC
Dosis Medida	2.0 Gy

Tabla 4-11 Dosis medida a distancia TBI 4.9m para una dosis equivalente a 2Gy

Paciente	UM	carga medida [nC]	Dosis Equivalente [Gy]	Error relativo
15	657	4,506	2,114	5,68%
20	703	4,519	2,120	5,99%
25	756	4,523	2,122	6,08%
30	816	4,524	2,122	6,11%
40	961	4,549	2,134	6,69%
50	1135	4,551	2,135	6,74%

Aplicando la corrección a las UM mediante la ecuación 4-2 y ajustando los datos se obtiene la ecuación exponencial.

$$UM_{4.9m} = D \cdot (y_0 + C \cdot e^{ax}) \quad 4-4$$

Donde

D	Dosis a administrar en Gy
y₀	1166,878
C	898,985

a 0,0244
R² 0,99985

Se irradia la octava parte de las UM para una dosis de 2Gy. Los resultados obtenidos con las correcciones realizadas muestran una diferencia de dosis de hasta 0.88%, bastantes buenas para el tratamiento de TBI.

Tabla 4-12 Medida de dosis corregida a distancia TBI 4.9m para una dosis equivalente a 2Gy

Paciente	UM	Carga medida[nC]	Dosis Equivalente [Gy]	Error relativo
15	615	4,240	1,989	0,55%
20	657	4,238	1,988	0,60%
25	704	4,226	1,982	0,88%
30	760	4,234	1,986	0,69%
40	891	4,234	1,986	0,69%
50	1052	4,245	1,991	0,44%

4.5.1. Calibración de los diodos para la dosimetría in-vivo.

Para la calibración de los diodos se obtuvieron los siguientes factores de corrección según la distancia SSD para un espesor de 0.3m del maniquí de agua sólida. Recordemos que la distancia TBI se calcula en el punto medio del paciente a 3.9m, por lo que la distancia SSD es de 3.75m.

Tabla 4-13 Configuración diodos entrada a SSD 1m

Diodo	FC (Gy/C)
d1	-8,864E+06
d2	-8,981E+06
d3	-8,906E+06
d4	-8,938E+06

Tabla 4-14 Configuración diodos entrada a SSD 3.75m

Diodo	FC (Gy/C)
d1	-9,144E+06
d2	-9,324E+06
d3	-9,043E+06
d4	-9,210E+06

Debido a que el software Vivosoft almacenó los factores de calibración de los diodos de entrada a 3.75m. Se calibraron los 4 diodos a la distancia 4.05m como diodos de salida, la tabla 4-15 presenta los factores medidos.

Tabla 4-15 Configuración diodos salida a SSD 4.05m

Diodo	FC (Gy/C)
d1	-9,239E+06
d2	-9,660E+06
d3	-9,203E+06
d4	-9,55E+09

4.5.2. Verificación de la dosimetría in-vivo.

Las lecturas registradas por los cuatro diodos cuando se calibraron como entrada a SSD 1m para la octava parte de 2Gy se representan en la tabla 4-16. Las lecturas en la cámara Farmer registraron un valor de $8.482 \pm 0.001 \text{ nC}$ que corresponde a una dosis de 0.499 Gy teniendo en cuenta los factores de corrección de la tabla 4-5. Al comparar las lecturas de la cámara de ionización con las lecturas de los diodos la diferencia relativa no supera el 2%.

Tabla 4-16 Resultados de dosimetría in vivo a distancia TBI para diodos calibrados a SSD 1m

Diodos	Dosis medida [Gy]	Dosis deseada [Gy]	Error relativo
d1	0,507	0,5	1,40%
d2	0,499	0,5	0,20%
d3	0,494	0,5	1,20%
d4	0,506	0,5	1,20%
d1d4	0,506	0,5	1,20%
d2d3	0,496	0,5	0,80%

Cuando se midió la dosimetría in vivo con los diodos calibrados como entrada a distancia SSD 3.75m la cámara registró un valor de $8.464 \pm 0.001 \text{ nC}$ para una equivalente en dosis absorbida de 0.498Gy. Las lecturas de los diodos se registran en la tabla 4-17, mostrando la mayor diferencia relativa de 7% respecto a la dosis esperada.

Tabla 4-17 Resultados de dosimetría in vivo para diodos calibrados como entrada a SSD 3.75m

Diodos	Dosis medida [Gy]	Dosis deseada [Gy]	Error relativo
d1	0,502	0,5	0,40%
d2	0,523	0,5	4,60%
d3	0,51	0,5	2,00%
d4	0,535	0,5	7,00%
d1d4	0,518	0,5	3,60%
d2d3	0,517	0,5	3,40%

En la tercera verificación de la dosimetría in vivo, se eligió los diodos 1 y 3 como entrada y los diodos 2 y 4 como salida de dosis según las calibraciones de las tablas 4-14 y 4-15. Al irradiar el maniquí la cámara colectó una carga de $8.465 \pm 0.001 \text{ nC}$ equivalente a una dosis de 0.498Gy

Tabla 4-18 Resultados de dosimetría in vivo para diodos calibrados como entrada y salida a SSD 3.75m

Diodos	Dosis medida [Gy]	Dosis deseada [Gy]	Error relativo
d1	0,520	0,5	4,00%
d2	0,543	0,5	8,60%
d3	0,510	0,5	2,00%
d4	0,550	0,5	10,00%
d1d4	0,535	0,5	7,00%
d2d3	0,527	0,5	5,40%

Los resultados de la tabla 4-18 cuando se calibran los diodos como entrada y salida, presenta las diferencias más significativas respecto a la dosis medida con la cámara Farmer comparadas con las calibraciones anteriores.

4.6. Elaboración del plan de tratamiento para TBI.

Se elaboró un software de acuerdo con la metodología 3.8 en un servidor de prueba llamado Varian-Tbox, que es un equipo en el cual se tiene una copia de seguridad de la base de datos clínica de la FVL para los tratamientos de Radioterapia, por lo que las modificaciones no afectaron los datos clínicos. La figura 4-7 presenta la interfaz gráfica desarrollada para la creación de planes de para TBI y generación de informes del tratamiento al paciente. Para el desarrollo de este software se usó como guía el software “BeamDataVisualization” de Matthew Schmidt[49] y el software “AutomatedPlanningDemo” de Michael Folkerts[50]

Figura 4-7 Diagrama de prototipo del software para la elaboración de planes de tratamiento TBI

La interfaz gráfica se divide en cuatro secciones, en la primera se encuentra la información básica del paciente, hay un cuadro de texto que permite ingresar el Id del paciente y buscarlo en el sistema de información oncológica ARIA, si el paciente se encuentra, entonces extrae la información como nombres, apellidos, edad, los cursos creados y los planes de tratamiento previos si los tiene. Si el paciente no se encuentra creado, presenta un mensaje de que no se encuentra registrado.

En la segunda sección se asigna la dosis prescrita en cGy al paciente, así como el fraccionamiento de dosis que se le dará por sesión de tratamiento. Esta información será usada para el cálculo de las UM de acuerdo con la ecuación 4-1.

La tercera sección corresponde al ingreso de medidas tomadas al paciente en cm. Las medidas que se toman son del espesor de la cabeza, el cuello, el tórax, las rodillas, longitud de pierna y cuello. Si bien el cálculo de las UM es puntual, es decir se prescribe la dosis en un punto, que en este caso corresponde a la zona media del tórax. Las demás medidas serán usadas para calcular los compensadores de dosis para zona del cuello, cabeza y las piernas. También es posible seleccionar la posición en la que el paciente va a estar ubicado en la camilla, si es decúbito supino o decúbito lateral, además de elegir la distancia de tratamiento a 3.9m o 4.9m. Finalmente se tiene el botón de calcular que es el encargado de calcular las UM necesarias para el tratamiento según el espesor del paciente y el diseño del espesor de los compensadores de dosis.

La cuarta sección presenta el cálculo de las UM, así como el de los compensadores de dosis. Al presionar el botón Generar PDF, se creará un informe en PDF con la información básica del paciente como los nombres y los apellidos, la edad, su identificación, las medidas tomadas y los cálculos realizados al paciente con el objetivo de ser cargados a la carpeta del paciente. Este informe PDF puede ser de utilidad para los Físicos Médicos, así como por los dosimetrístas para realizar un doble chequeo al plan de tratamiento generado y de esta manera llevar a cabo un control de calidad sobre la administración de dosis al paciente. El informe generado en pdf se puede ver en el anexo de este documento. En esta sección también está el botón crear plan que al presionarlo abre un cuadro de dialogo que presenta dos etiquetas una para seleccionar el curso donde se va a guardar el plan de tratamiento y otra para asignarle el nombre al plan de tratamiento.

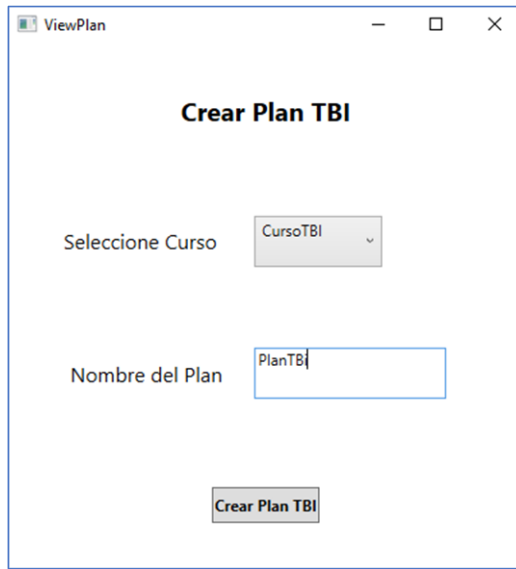


Figura 4-8 Cuadro de diálogo para crear el plan de tratamiento TBI

Al verificar en el sistema Eclipse se observó que para el plan de tratamiento se crearon dos campos laterales con el gantry girado 270° , las mordazas configuradas para un campo de $0.25 \times 0.4 \text{m}^2$, la técnica configurada como “Total Body Irradiation-I” y la maquina “AR-TISTE -6X”. Se observa como las UM corresponden a las calculadas en el software de creación de planes TBI.



Figura 4-9 Plan de tratamiento creado en el SPT Eclipse

En la pestaña “Dose” en Eclipse se aprecia la dosis por Fracción, el número de Fracciones y la dosis total a administrar en el tratamiento, correspondientes a la prescripción entregada en el software de creación de planes TBI.



Plan ID	Dose per Fracción [cGy]	Number of Fractions	Total Dose [cGy]	Treatment Percentage [%]
prueba	200.0	1	200.0	100.00

Figura 4-10 Dosis prescrita en el plan de tratamiento para TBI en Eclipse.

Capítulo 5

Conclusiones y Recomendaciones

5.1. Conclusiones.

La calidad dosimétrica para la técnica de TBI en la Fundación Valle del Lili se puede aumentar mediante la corrección del cálculo de las UM para pacientes específicos con espesores de tórax superiores a 0.4m, ya que, si bien los resultados arrojan una desviación de administración de dosis máxima del 8%, este valor se encuentra cerca del umbral de desviación de dosis permitido para esta técnica[3]. Los resultados de este trabajo de grado proponen un ajuste para la reducción de esta diferencia a desviaciones de hasta el 2% en administración de dosis. También, con la implementación del software de creación de planes TBI se reduce el potencial error de la constante intervención manual en el flujo de trabajo, así como la reducción del tiempo en la elaboración de los planes de tratamiento. Además, por medio de este trabajo de grado se pone a disposición del servicio de Radioterapia de la FVL un plan de cálculo independiente de UM a las distancias TBI 3.9m y 4.9m en el acelerador lineal Artiste para el aseguramiento de calidad en los tratamientos a pacientes específicos.

Se determinaron los parámetros dosimétricos como el perfil de campo, el PDD, el TMR, el factor de dispersión total Scp , para la realización del cálculo de las UM a distancia TBI extendida 3.9m y 4.9m. Si bien, los perfiles de campo no influyen directamente para el cálculo de las unidades monitor, permite establecer una visualización del comportamiento de la distribución de dosis a lo largo del eje del campo y las sobredosis a las que puede estar expuesto el paciente durante el tratamiento de radioterapia. También se observó que el factor OAR correspondiente para la distancia TBI a 3.9m no presenta variaciones significativas para la distancia TBI 4.9m, habiendo pensado que podía tener por la influencia del filtro aplanador. Además, Se apreció que a distancia extendida a 4.9m se logra un campo de tratamiento que cubre la totalidad de la camilla, brindando comodidad para la posición del

paciente. Sin embargo, La administración de las UM aumentó hasta el doble comparadas con las UM a distancia extendida a 3.9m. Lo que a su vez conllevaría un tiempo de tratamiento mayor y desgaste de máquina.

Se verificó la dosis absorbida para la octava parte de 2Gy y 4G por el acelerador lineal Artiste, de las unidades monitor calculadas a distancia TBI 3.9m en el punto central del campo para los espesores 0.15m, 0.20m,0.25m,0.30m,0.4m y 0.5m mediante la cámara de ionización Farmer, obteniendo una diferencia relativa mayor de 1.92%, presentada para un espesor de 0.15m a 2Gy. A distancia TBI 4.9m se verificó la dosis para la octava parte de 2Gy mediante la cámara Farmer obteniendo una diferencia máxima relativa de 0.88% para el espesor de 0.25cm.

Para un prototipo de paciente de 0.3m de espesor se verifico la dosis entregada para la cuarta parte de 2Gy por el acelerador Artiste con los diodos EDP-15 3G calibrados distinta a isocentro y a distancia TBI 3.9m obteniendo la mejor medición de los diodos comparados con la medida de la cámara de ionización Farmer cuando fueron calibrados a SSD 1m, midiendo una diferencia del error calculado en el punto medio de 1,2%.

Se implementó un software en C#.Net con una interfaz gráfica capaz de calcular las UM y crear un plan de tratamiento a partir de los datos ingresados de las medidas del espesor del tórax del paciente. Además, el software puede calcular el tamaño de los compensadores de dosis que irán ubicados en las piernas, cabeza y cuello. También, el software imprime un informe en pdf que se puede cargar a la base de datos del paciente.

5.2. Recomendaciones.

Se recomienda evaluar el software de creación de planes TBI en servidor Varían-Tbox simulando la creación de más planes de tratamiento para análisis posibles bugs en el código antes de realizar una implementación en el Sistema Clínico. Es recomendable también la verificación del tratamiento en el Acelerador Artiste para observar si es necesario realizar

alguna modificación, especialmente en la ubicación de la camilla de tratamiento del acelerador lineal.

El software Creación de planes TBI ha sido ajustado para pacientes con espesores de tórax que van desde los 0.15 m hasta 0.5m, por lo tanto, se recomienda su verificación para pacientes con espesores menores o superiores a los establecidos en este trabajo de grado.

Con los resultados sobre la validación de la técnica TBI para pacientes principalmente de espesores superiores a 40cm se recomienda realizar verificaciones de la dosis administrada en el punto medio y contrastarlos con los datos calculados. Si bien, como se mencionó anteriormente, los datos se encuentran dentro de tolerancia, se observaron diferencias que durante el tratamiento pueden presentar un subdosis o sobredosis al paciente.

Para los resultados de las medidas de los diodos realizadas a distancias TBI no se consideraron efectos como el ángulo al cual se ubicaron los diodos, así como los efectos de medición a prolongadas dosis de radiación que puedan contribuir a ampliar o reducir la diferencia cuando los diodos son calibrados a 1m, lo cual puede ser útil revisar para obtener resultados más precisos.

5.3. Trabajos futuros.

El código fuente del software queda a disposición de la fundación valle del Lili para el análisis y posibles modificaciones de éste, por ejemplo, para la extensión de realizar el tratamiento en una nueva máquina de tratamiento como el Truebeam.

El uso de la API ESAPI presenta una gran herramienta con gran potencial para los futuros estudiantes y físicos médicos de la fundación valle del Lili en el desarrollo de scripts para la automatización de procesos de contorno de órganos, facilitando el trabajo de los tecnólogos en radioterapia, también se puede trabajar en la creación de planes de tratamiento y minería de datos para optimizar los procesos de investigación. Por ejemplo, se puede realizar estandarización de nuevos planes de tratamiento de mama, próstata, cérvix, cabeza y

cuello entre otros según características y patrones determinados. También se pueden crear programas independientes que permitan extraer información de los planes de tratamiento realizados para compararlos con modelos de cálculo independiente para el aseguramiento de calidad.

5.4. Lecciones Aprendidas.

Durante la pasantía desarrollada en la Fundación Valle del Lili tuve la oportunidad de aprender y participar en los controles de calidad realizados a equipos de rayos X, tomógrafos computarizados, mamógrafos, tomógrafos por emisión de positrones, aceleradores lineales y controles y puesta en marcha de una fuente de braquiterapia. También tuve la oportunidad de realizar controles de calidad a pacientes específicos mediante el uso de software como Radcalc y Vivosoft de PTW para el cálculo de dosis independiente, así como el uso de equipos como el Octavius y el detector 729 para controles de calidad y análisis de índice gamma de los tratamientos de radioterapia, realicé controles de calidad también con el uso del Portal Dose del acelerador lineal Truebeam , así como exportar, fusionar y realizar controles de calidad de radiocirugías mediante el sistema de planeación Elements y del sistema de posicionamiento Exactrac de Brainlab.

Gracias a este trabajo de grado aprendí un nuevo lenguaje de programación como lo es C#.Net, además del uso una potente API para la automatización y extracción de datos de planes de tratamiento. También, aprendí usar la API del Eclipse para manipular datos y visualizar Histogramas de Dosis Volumen, imágenes Dicom, así como extraer información de los planes de tratamiento por medio del lenguaje de programación Python.

Sin duda alguna mi estadía en la Fundación Valle del Lili me permitió conocer personas profesionales con gran calidad humana que me enseñaron grandes lecciones para mi crecimiento personal y profesional.

Bibliografía.

- [1] T. Lin, A. Eldib, M. Hossain, R. Price, and C. Ma, “SU-E-T-522: Investigation of Underdosage of Total Body Irradiation with Bilateral Irradiation Scheme,” *Medical Physics*, vol. 42, no. 6Part20, pp. 3455–3455, Jun. 2015, doi: 10.1118/1.4924884.
- [2] “Radioterapia - Servicio de la Fundación Valle del Lili.” <https://valledellili.org/departamentos-y-servicios/radioterapia/> (accessed Jan. 27, 2022).
- [3] J. van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, and E. B. Podgorsak, “THE PHYSICAL ASPECTS OF TOTAL AND HALF BODY PHOTON IRRADIATION A REPORT OF TASK GROUP 29 RADIATION THERAPY COMMITTEE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation,” 1986.
- [4] International Atomic Energy Agency, “Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua,” *Trs* 398, p. 261, 2005.
- [5] E. E. Klein *et al.*, “Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators,” *Med Phys*, vol. 36, no. 9, pp. 4197–4212, 2009, doi: 10.1118/1.3190392.
- [6] D. H. Thomas *et al.*, “Integration of automation into an existing clinical workflow to improve efficiency and reduce errors in the manual treatment planning process for total body irradiation (TBI),” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 21, no. 7, pp. 100–106, 2020, doi: 10.1002/acm2.12894.

- [7] B. Sánchez-Nieto, F. Sánchez-Doblado, and J. A. Terrón, “A CT-aided PC-based physical treatment planning of TBI: A method for dose calculation,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 42, no. 1, pp. 77–85, Jan. 1997, doi: 10.1016/S0167-8140(96)01857-9.
- [8] E. R. Zhang-Velten *et al.*, “Volumetric Modulated Arc Therapy Enabled Total Body Irradiation (VMAT-TBI): Six-year Clinical Experience and Treatment Outcomes,” *Transplantation and Cellular Therapy*, Nov. 2021, doi: 10.1016/J.JTCT.2021.10.020.
- [9] G. Pierce, A. Balogh, R. Frederick, D. Gordon, A. Yarschenko, and A. Hudson, “Extended SSD VMAT treatment for total body irradiation,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 20, no. 1, pp. 200–211, Jan. 2019, doi: 10.1002/ACM2.12519.
- [10] “Total body Irradiation | Medical Affairs | Case Study | Elekta.” <https://www.elekta.com/medical-affairs/case-studies/case-study-total-body-irradiation-tbi-using-volumetric-modulated-arc-therapy-vmat/> (accessed Jul. 25, 2022).
- [11] B. Tas *et al.*, “Total-body irradiation using linac-based volumetric modulated arc therapy: Its clinical accuracy, feasibility and reliability,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 129, no. 3, pp. 527–533, Dec. 2018, doi: 10.1016/J.RADONC.2018.08.005.
- [12] “Eclipse | Varian.” <https://www.varian.com/es/products/radiotherapy/treatment-planning/eclipse> (accessed Jul. 25, 2022).
- [13] “Sistema de información oncológica ARIA | Varian.” <https://www.varian.com/es-xl/products/software/information-systems/aria-oncology-information-system> (accessed Jul. 01, 2022).
- [14] PTW-Freiburg, “SOLUTIONS RADIATION MEDICINE QA,” 2019.

- [15] “Acerca de Nosotros | Fundación Valle del Lili.” <https://valledellili.org/nuestra-institucion/acerca-de-nosotros/> (accessed Jul. 25, 2022).
- [16] T. Library and L. Philosophers, “Discussion with Einstein on Epistemological Problems in Atomic Physics (1949),” *Niels Bohr Collected Works*, vol. 7, no. C, pp. 339–381, 1996, doi: 10.1016/S1876-0503(08)70379-7.
- [17] L. S. Pollyceno and A. D. Ribeiro, “Wave-particle duality using the Compton effect,” *Physics Letters, Section A: General, Atomic and Solid State Physics*, vol. 384, no. 31, p. 126808, 2020, doi: 10.1016/j.physleta.2020.126808.
- [18] J. E. Martin, W. Verlag GmbH, and C. KGaA, “Physics for Radiation Protection WILEY.”
- [19] K. Faiz M. and G. John P., *The Physics of Radiation Therapy*, 5 Edition. Philadelphia, PA 19103 USA, 2014.
- [20] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica -Medida de la radiación*, vol. 1. Madrid, 2011. [Online]. Available: <http://www.auladoc.com>
- [21] R. A. Serway and J. John W. Jewett, *Física para ciencias e ingeniería con Física Moderna*, Volumen 2. 2008.
- [22] A. Frank, “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry,” *WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA*, p. 633, 2004.
- [23] M. Cruz and L. Arroyo, “Fundamentos de Física Médica”, Accessed: Jan. 26, 2022. [Online]. Available: www.auladoc.com
- [24] A. Huertasa, S. Kreps, and P. Giraud, “Radioterapia de los cánceres otorrinolaringológicos,” *EMC - Otorrinolaringología*, vol. 50, no. 1, pp. 1–11, Jan. 2021, doi: 10.1016/s1632-3475(20)44611-9.

- [25] F. Rodr, “Análisis y comparación dosimétrica de la irradiación corporal total por medio de las técnicas convencional 2D y field-in-field,” 2017.
- [26] R. Yao *et al.*, “A simplified technique for delivering total body irradiation (TBI) with improved dose homogeneity,” *Citation: Medical Physics*, vol. 39, p. 2150, 2012, doi: 10.1118/1.3697526.
- [27] “Irradiación corporal total (TBI) mediante terapia de arco volumétrico modulado (VMAT).” <https://www.elekta.com/company/medical-affairs/case-study-total-body-irradiation-tbi-using-volumetric-modulated-arc-therapy-vmat/> (accessed Jan. 05, 2022).
- [28] J. van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, and E. B. Podgorsak, “THE PHYSICAL ASPECTS OF TOTAL AND HALF BODY PHOTON IRRADIATION A REPORT OF TASK GROUP 29 RADIATION THERAPY COMMITTEE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation,” 1986.
- [29] J. I. D. MARTÍNEZ, “DOSIMETRÍA DE CAMPOS GRANDES ORIENTADA A LA TÉCNICA BI-LATERAL DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL,” *Journal of Agricultural and Food Chemistry*, vol. 54, no. 1, pp. 1–6, 2009, [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s11270-016-3076-8><http://dx.doi.org/10.1080/02772248.2015.1031668><http://dx.doi.org/10.1016/j.envpol.2016.09.073><http://dx.doi.org/10.1016/j.scitotenv.2014.09.027><http://dx.doi.org/10.1016/j.chemosphere.2009.02.022><http://dx.doi.org/10.1016/j.chemosphere.2009.02.022>
- [30] Ministerio de Minas y Energia, “Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de Fuentes de Radiación,” no. 18, 2002.
- [31] International Commission on Radiation Protection, “Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica,” *Publicación 103*, p. 117, 2007.

- [32] S. E. de F. M. SEFM, *Vol 3. Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. 2012.
- [33] J. A. Purdy *et al.*, “Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology 5 Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology”.
- [34] “User Manual. RW3 Slab Phantom T29672 and T - PDF Free Download.” http://sportdocbox.com/Scuba_Diving/100392374-User-manual-rw3-slab-phantom-t29672-and-t.html (accessed Jan. 31, 2022).
- [35] “DIODE IN VIVO DOSIMETRY FOR PATIENTS RECEIVING EXTERNAL BEAM RADIATION THERAPY,” 2005, Accessed: Jul. 26, 2022. [Online]. Available: www.medicalphysics.org
- [36] E. J. Pyry and W. Keranen, *Varian APIs A handbook for programming in the Varian oncology software ecosystem*, First Edit. 2018.
- [37] D. H. Thomas *et al.*, “Integration of automation into an existing clinical workflow to improve efficiency and reduce errors in the manual treatment planning process for total body irradiation (TBI),” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 21, no. 7, pp. 100–106, Jul. 2020, doi: 10.1002/acm2.12894.
- [38] F. V. M. Liliana, “Estudio de detectores tipo película radiocromica EBT3 y diodos de Silicio para dosimetria en vivo para irradiacion corporal total,” 2020.
- [39] G. P. Glasgow, “The dosimetry of fixed, single source hemibody and total body irradiators,” *Citation: Medical Physics*, vol. 9, p. 311, 1982, doi: 10.1118/1.595091.
- [40] J. Van Dyk, “Dosimetry for total body irradiation*,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 9, pp. 107–118, 1987.
- [41] “Clínica Imbanaco.” <https://www.imbanaco.com/> (accessed Mar. 17, 2022).

- [42] Physikalisch Technische Werkstätten, “User Manual RW3 Slab Phantom,” pp. 1–37, 2015.
- [43] “Visual Studio IDE con .NET: desarrolle cualquier aplicación con C#, F#, VB.” <https://visualstudio.microsoft.com/es/vs/features/net-development/> (accessed Apr. 15, 2022).
- [44] “Fundamental Dosimetry Quantities and Concepts Review Introduction to.” <https://slidetodoc.com/fundamental-dosimetry-quantities-and-concepts-review-introduction-to/> (accessed Jul. 01, 2022).
- [45] “Inicio — Spyder IDE.” <https://www.spyder-ide.org/> (accessed Mar. 23, 2022).
- [46] “Documentación de NumPy — Manual de NumPy v1.22.” <https://numpy.org/doc/stable/index.html> (accessed Mar. 23, 2022).
- [47] “Impreso por el OIEA en Austria,” 2000.
- [48] OEIA, “Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad,” *EOiea*, p. 178, 2016.
- [49] “Varian-Code-Samples/webinars & workshops/31 Mar 2021 Webinar - Beam Data Visualization at master · VarianAPIs/Varian-Code-Samples · GitHub.” [https://github.com/VarianAPIs/Varian-Code-Samples/tree/master/webinars %26 workshops/31 Mar 2021 Webinar - Beam Data Visualization](https://github.com/VarianAPIs/Varian-Code-Samples/tree/master/webinars%26workshops/31%20Mar%202021%20Webinar%20-%20Beam%20Data%20Visualization) (accessed Jul. 10, 2022).
- [50] “Varian-Code-Samples/webinars & workshops/Research Symposium 2015/Eclipse Scripting API/Projects/AutomatedPlanningDemo at master · VarianAPIs/Varian-Code-Samples · GitHub.” [https://github.com/VarianAPIs/Varian-Code-Samples/tree/master/webinars %26 workshops/Research Symposium 2015/Eclipse Scripting API/Projects/AutomatedPlanningDemo](https://github.com/VarianAPIs/Varian-Code-Samples/tree/master/webinars%26workshops/Research%20Symposium%202015/Eclipse%20Scripting%20API/Projects/AutomatedPlanningDemo) (accessed Jul. 10, 2022).

Anexos.

A.1. Medidas de perfil de campo.

Distancia	OAR a 3.9m	OAR a 4.9m
-0,9	0,039	1,021
-0,8	0,123	1,073
-0,75	0,844	1,076
-0,7	1,023	1,079
-0,65	1,062	1,078
-0,6	1,078	1,076
-0,5	1,078	1,064
-0,4	1,066	1,056
-0,3	1,050	1,045
-0,2	1,042	1,038
-0,1	1,013	1,010
0	1,000	1,000
0,1	1,013	1,010
0,2	1,042	1,038
0,3	1,050	1,045
0,4	1,065	1,056
0,5	1,078	1,064
0,6	1,078	1,076
0,65	1,062	1,081
0,7	1,023	1,079
0,75	0,844	1,076
0,8	0,123	1,073
0,9	0,039	1,021

A.2. Curvas de PDD.

Espesor [m]	PDD 3.9m	PDD 4.9m
0,000	0,708	0,731
0,002	0,854	0,851
0,004	0,914	0,925
0,006	0,958	0,959
0,008	0,977	0,978
0,010	0,995	0,989
0,012	0,998	0,996
0,014	1,000	1,000
0,016	0,998	1,000
0,018	0,994	0,993
0,020	0,991	0,985
0,030	0,966	0,966
0,040	0,942	0,944
0,050	0,918	0,918
0,060	0,894	0,892
0,070	0,867	0,866
0,080	0,840	0,840
0,090	0,810	0,817
0,100	0,782	0,791
0,110	0,764	0,769
0,120	0,740	0,743
0,130	0,715	0,713
0,140	0,690	0,694
0,150	0,664	0,672
0,170	0,618	0,627
0,190	0,572	0,582
0,210	0,528	0,545
0,230	0,491	0,504
0,250	0,456	0,466
0,300	0,380	0,388

A.3. Curvas de TMR

Espesor [m]	TMR 3.9m	TMR 4.9m
0,007	0,929	0,938
0,009	0,964	0,967
0,011	0,983	0,985
0,013	0,993	0,992
0,014	0,996	0,995
0,015	0,998	0,999
0,016	1,000	0,999
0,017	0,999	0,999
0,018	0,998	1,000
0,019	0,996	0,999
0,020	0,994	0,997
0,025	0,986	0,987
0,030	0,977	0,979
0,035	0,966	0,967
0,040	0,956	0,958
0,045	0,945	0,947
0,050	0,934	0,936
0,055	0,923	0,926
0,060	0,911	0,914
0,065	0,899	0,902
0,070	0,889	0,891
0,075	0,876	0,878
0,080	0,865	0,868
0,085	0,853	0,856
0,090	0,842	0,843
0,095	0,829	0,831
0,100	0,818	0,820
0,105	0,804	0,809
0,110	0,794	0,797
0,115	0,782	0,786
0,120	0,770	0,774

0,125	0,765	0,763
0,130	0,747	0,750
0,135	0,737	0,739
0,140	0,724	0,727
0,145	0,716	0,718
0,150	0,702	0,707
0,155	0,691	0,694
0,160	0,682	0,684
0,165	0,670	0,673
0,170	0,661	0,662
0,175	0,649	0,652
0,180	0,639	0,642
0,185	0,627	0,631
0,190	0,617	0,620
0,195	0,607	0,610
0,200	0,597	0,601
0,205	0,587	0,592
0,210	0,579	0,583
0,215	0,571	0,574
0,220	0,559	0,565
0,225	0,549	0,555
0,230	0,540	0,546
0,235	0,530	0,535
0,240	0,522	0,524
0,245	0,514	0,517
0,250	0,505	0,510
0,260	0,488	0,493
0,270	0,473	0,475
0,275	0,465	0,469

A.4. Informe en PDF generado por el software Creación de Campos



Datos del Paciente	
Nombre	1010
Cedula	1024042
Id	1061742927

Medidas del paciente	
Cabeza (cm)	10
Cuello (cm)	10
Long. Cuello (cm)	10
Torax (cm)	10
Rodillas (cm)	10
Long. Pierna (cm)	10
Tobillos (cm)	10



Prescripción de dosis			
Dosis prescrita (cGy)	10	Dosis Fracc (cGy)	10
No Fracciones (cGy)	1		

Calculo de UM					
Espesor (cm)	10	TMR	0,932	UM Total	146
UMxFracc	146				
Distancia TBI (m)	3.9m	Posición Paciente	Decubito Sup.	UMxCampoLat	73

Cálculo de Bolus		
	Cabeza (cm)	10
	Cuello (cm)	10
	Pierna Proximal (cm)	10
	Pierna Distal (cm)	10

Elaboro Daniel