



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

**“DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS SEGÚN EL TRS-483
USANDO EL MICRO-COLIMADOR APEX MONTADO EN EL
ACELERADOR LINEAL ELEKTA DE LA UNIDAD DE
RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES
CARLOS ANDRADE MARÍN, IESS-QUITO”**

Trabajo de Titulación:

Tipo: Trabajo Experimental

Presentado para optar el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: VICTORIA KATHERINE MENDOZA CARRILLO

DIRECTORA: Mgs. VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS

Riobamba-Ecuador

2020

© 2020, Victoria Katherine Mendoza Carrillo

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Victoria Katherine Mendoza Carrillo, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 20 de enero de 2020

Victoria Katherine Mendoza Carrillo

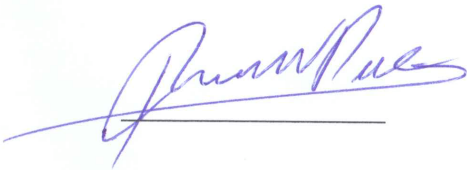
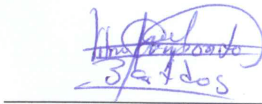

180524097-3

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

El Tribunal del Trabajo de titulación certifica que: El Trabajo Experimental: “DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS SEGÚN EL TRS-483 USANDO EL MICRO-COLIMADOR APEX MONTADO EN EL ACELERADOR LINEAL ELEKTA DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARÍN, IESS-QUITO”, realizado por la señorita Victoria Katherine Mendoza Carrillo, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Dr. Richard Pachacama PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2020-01-20
Mgs. Vilma Nohemí Yanchapanta B DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN		2020-01-20
Biof. Miguel Sáez MIEMBROS DEL TRIBUNAL		2020-01-20

DEDICATORIA

A DIOS en primer lugar por a verme permitido nacer en el seno de mi familia, a mis padres Marcelo y Nancy por ser los pilares fundamentales de mi vida e inculcarme los valores que hoy en día tengo, a mis hermanas Maricela y Nicol porque desde que tengo uso de razón hemos trabajado hombro a hombro para poder llegar a cumplir nuestras metas a lo largo de los años, a mis maestros que formaron parte de mi vida estudiantil los cuales aportaron sus conocimientos para poder cumplir esta etapa.

Victoria

AGRADECIMIENTOS

Empiezo a redactar, después de ver como todos estos años de estudio han pasado y me lleno de dicha al estar a pocos días de ser una Biofísica de la República del Ecuador, este es el primer gran paso en mi vida. Primero que nada, agradezco a Dios, por la sabiduría e inteligencia que me ha brindado para culminar una etapa más de mi formación académica. *“No soy digna de que entres en mi casa, pero una palabra tuya bastara para sanarme”*.

Agradecer a mis padres Marcelo y Nancy que amo con toda mi alma, ya que gracias a sus desvelos, resistencia, lucha y sacrificios sobrehumanos forjaron una familia estable y de bases sólidas. Me quedo sin palabras, ustedes dos, son impresionantes y admirables pues son muestra de la fuerza y voluntad que debe integrar un matrimonio, para ustedes no hay obstáculos pues las adversidades mueren cuando se trata de sacar adelante a sus tres hijas. No tengo más opción que demostrarles que al igual que ustedes, yo seré una mujer de bien.

A mis hermanas Maricela y Nicol que amo con mi vida misma, yo sé que me tarde en dar este gran paso, pero ahora son ustedes las que siguen, así en un futuro seremos las tres profesionales con una gran vocación por servir a las personas vulnerables de nuestro país

Un enorme agradecimiento a todos los que forman parte de la Unidad de Radioterapia del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín,

A mi tutora y miembro de tesis, Mgs. Vilma Yanchapanta Bastidas y Biof. Miguel Sáez, por las aportaciones realizadas para que el presente trabajo se ejecute de la mejor manera. En ellos quiero extender mi agradecimiento a los profesores de la Escuela de Física y Matemática por compartir sus conocimientos y consejo que a lo largo de los años me han permitido forjarme como una buena profesional.

Victoria

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT	xv
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I	3
1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del problema.....	5
1.3. Justificación del problema.....	6
1.4. Objetivos	7
1.4.1. <i>Objetivo general</i>	7
1.4.2. <i>Objetivos específicos</i>	7
CAPÍTULO II.....	8
2. MARCO TEÓRICO	8
2.1. Radioterapia	8
2.2. Radioterapia Conformada Tridimensional.....	9
2.3. Radioterapia de Intensidad Modulada.....	10
2.4. Radiocirugía Estereotáctica	10
2.5. Acelerador lineal clínico	12
2.6. Sistema Apex.....	13
2.7. Radioterapia no convencional o de campos pequeños	16
2.7.1. <i>Condiciones que describen campos de radiación pequeños</i>	16
2.7.2. <i>Formalismos para dosimetría de campos pequeños de radiación propuesto por el Organismo Internacional de Energía Atómica</i>	22
2.7.3. <i>Factores de salida o Factores de dispersión total Scp según Podgorsak</i>	27
2.7. Método de corrección Daisy Chaining	28
2.8. Tipos de detectores para campos pequeños	29
2.8.1. <i>Cámaras de ionización</i>	30
2.8.2. <i>Detector de estado sólido</i>	31
2.8.3. <i>Películas radiocrómica</i>	32
2.9. Características generales de los detectores para campos pequeños según el TRS 483.....	32
CAPÍTULO III.....	35
3. MARCO METODOLÓGICO.....	35

3.1.	Diseño de la Investigación.....	35
3.1.1.	<i>Tipo y diseño de la investigación.....</i>	35
3.1.2.	<i>Unidad de análisis.....</i>	35
3.2.	Población del estudio/muestra.....	35
3.3.	Equipamiento y montaje experimental	37
3.3.1.	<i>Acelerador lineal.....</i>	37
3.3.2.	<i>Micro colimador Apex</i>	37
3.3.3.	<i>Montaje del micro colimador Apex en el Linac.....</i>	38
3.3.4.	<i>Detectores utilizados para campo pequeños</i>	41
3.3.5.	<i>Fantoma</i>	43
3.3.6.	<i>Posicionamiento del detector en el Blue Phantom2</i>	44
3.3.7.	<i>Electrómetro.....</i>	45
3.3.8.	<i>Equipos utilizados para la medición de presión y temperatura</i>	45
3.3.9.	<i>Software.....</i>	46
3.4.	Métodos	46
3.4.1.	<i>Pruebas Mecánicas</i>	47
3.4.2.	<i>Pruebas Dosimétricas</i>	50
3.4.3.	<i>Diseño de la adquisición de los datos.....</i>	52
3.5.	Corroboración de la hipótesis	53
CAPÍTULO IV		54
4.	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	54
4.1.	Análisis de los factores de salida mediante el método de corrección Daisy Chaining.....	54
4.2.	Análisis de los factores de salida mediante el reporte técnico 483 del Organismo Internacional de Energía Atómica.....	56
4.3.	Análisis comparativo de los dos métodos	60
4.4.	Análisis de los PDDs.....	61
CONCLUSIONES.....		63
RECOMENDACIONES.....		64
BIBLIOGRAFIA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Funciones del colimador Apex.....	14
Tabla 2-2: Campos de calibración.....	24
Tabla 3-2: Características de los detectores para campos pequeños.....	33
Tabla 1-3: Identificación de las variables dependientes e independientes.....	36
Tabla 2-3: Combinación de las variables de la investigación.....	36
Tabla 3-3: Características operacionales y técnicas más relevantes de los detectores.....	42
Tabla 4-3: Condiciones experimentales para la investigación	51
Tabla 5-3: Representación de la toma de datos.....	52
Tabla 6-3: Descripción de la recolección de datos dosimétricos de campos pequeños.....	53
Tabla 1-4: Factores de salida empleando el método de corrección Daisy Channing.....	55
Tabla 2-4: Factores de salida obtenidos mediante el TRS-483 para CC01.....	56
Tabla 3-4: Factores de salida obtenidos mediante el TRS-483 para CC13.....	58

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Tratamiento de radioterapia externa utilizando Acelerador Lineal Clínico.....	8
Figura 2-2: Esquema de Radioterapia Conformada 3D.....	9
Figura 3-2: Esquema comparativo de Radioterapia 3D e IMRT.....	10
Figura 4-2: Radioterapia Estereotáctica.....	11
Figura 5-2: Tipos de radioterapia estereotáctica.....	12
Figura 6-2: Diagrama esquemático de un Linac.....	13
Figura 7-2: Diagrama esquemático del sistema Apex.....	14
Figura 8-2: Componentes que forman parte del Sistema Apex del HCAM.....	15
Figura 9-2: Diagrama de la pérdida de equilibrio electrónico lateral.....	17
Figura 10-2: Relación dosis-kerma en función del radio del haz.....	18
Figura 11-2: Equilibrio de las radiaciones.....	19
Figura 12-2: (a) Fuente de fotones sin ocluir, (b) Fuente de fotones ocluida.....	20
Figura 13-2: Comparación de perfiles de dosis.....	21
Figura 14-2: Esquema del efecto promedio del volumen.....	22
Figura 15-2: Geometría para la medición del factor de salida.....	28
Figura 16-2: Esquema básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer.....	30
Figura 17-2: Diagrama de un electrómetro.....	31
Figura 18-2: Estructura de GafChromic EEBT-3.....	32
Figura 1-3: Acelerador lineal Synergy de la Unidad Técnica de Radioterapia de HCAM.....	37
Figura 2-3: Micro colimador Apex a) Vista superior b) Vista inferior.....	38
Figura 3-3: Posicionamiento del micro colimador Apex en el cabezal del LINAC a) Colimador girado a 0 grados para la extracción de la protección táctil b) Extracción de la protección táctil y del accesorio de bloqueo.	39

Figura 4-3: Colocación del micro colimador Apex en el colimador del Linac	
a) Posición correcta de las cuerdas del montacargas en los ganchos del Micro colimador Apex.....	39
Figura 5-3: Aseguramiento del micro colimador Apex	40
Figura 6-3: Montaje del Acelerador lineal con el micro colimador Apex.....	40
Figura 7-3: Detectores utilizados en el presente trabajo.....	40
Figura 8-3: Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC01 IBA.....	41
Figura 9-3: Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC13 IBA.....	42
Figura 10-3: Fantoma Blue Phantom 2.....	43
Figura 11-3: Electrómetro de la Unidad Técnica de Radioterapia de HCAM.....	45
Figura 12-3: a) Barómetro, b) Termómetro y c) Cables.....	46
Figura 13-3: OmniPro 7.4	46
Figura 14-3: Ventana de interfaz gráfica del sistema Apex.....	48
Figura 15-3: Ventana de interfaz gráfica del sistema Apex OK.....	49
Figura 16-3: Calibración de las hojas del micro colimador Apex.....	50

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-4: Factores de salida obtenidos mediante el método de corrección Daisy Chaining.....	55
Gráfico 2-4: Factores de salida inferiores a 4,92 cm x 4,92 cm.....	56
Gráfico 3-4: (a) Factores de salida con y sin factor de corrección y (b) Factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm.....	57
Gráfico 4-4: (a) Factores de salida con y sin factor de corrección y (b) Factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm.....	59
Gráfico 5-4: Factores de salida en función del tamaño de campo para dos cámaras de ionización	59
Gráfico 6-4: Representación de los factores de salida con las dos técnicas.....	60
Gráfico 7-4: Curvas de PDD para tamaños de campo mayores a 4,92 cm x 4,92 cm.....	61
Gráfico 8-4: Curvas de PDD para tamaños de campo menores a 1,48 cm x 1,48 cm.....	62

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A: Hoja de calibración de la cámara de ionización CC01

Anexo B: Hoja de calibración de la cámara de ionización CC013

23-XII-19
17h00**RESUMEN**

El presente Trabajo de Titulación tiene como objetivo determinar los factores de salida utilizando dosimetría de campos pequeños, según la metodología del TRS-483 y compararlos con el método de corrección Daisy Chaining para tamaños de campo de 0.49 cm², 0.98 cm², 1.48 cm², 1.97 cm², 2.95 cm², 4.92 cm², 6.89 cm² y 9.84 cm². Se utilizó un Acelerador lineal Synergy-Elekta con energía de 6 MV con un micro-colimador Apex, dos cámaras de ionización modelos CC01 y CC13, y un equipo dosimétrico IBA. Los parámetros de referencia fueron: a 10 cm de profundidad y una distancia fuente superficie de 90 cm. Se obtuvo como resultados que con el método de corrección Daisy Chaining tienen un error estándar de 0.06% en los ocho diferentes tamaños de campo, mientras que con la metodología del reporte técnico 483, se obtuvo un error estándar de 0.03% para los mismos tamaños de campo donde se utilizaron los factores de corrección. Se concluye que en campos pequeños, el método de corrección Daisy Chaining no ofreció correcciones significativas en la determinación de los factores de salida y se recomienda que para mejores resultados en dosimetría de campos pequeños se utilice un detector tipo micro diamante.

PALABRAS CLAVES: <BIOFÍSICA>, <RADIOTERAPIA>, <DOSIMETRIA>, <CAMPOS PEQUEÑOS>, <FACTORES DE SALIDA>, <SYNERGY (ACELERADOR LINEAL)>, <APEX (MICROCOLIMADOR)>.

ESPOCH - DBRAI
PROCESOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS
BIBLIOGRÁFICO Y DOCUMENTAL



18 DIC 2019

REVISIÓN DE RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Por: IR Hora: 09:24

ABSTRACT

The present of titling work aims to determine the output factors using small fields dosimetry, according to the TRS-483 methodology and compare them with the Daisy Channing correction method for field sizes of 0.49 cm², 0.98 cm², 1.48 cm², 1.97 cm², 2.95 cm², 4.92 cm², 6.89 cm² and 9.84 cm². A Synergy-Elekta linear accelerator with 6 MV energy with an Apex micro-collimator, two ionization chambers models CC01 and CC13, and an IBA dosimetric equipment were used. The reference parameters were: 10 cm deep and a surface source distance of 90 cm. It was obtained as a result that with the Daisy Channing correction method has a standard error of 0.06% in the eight different field sizes, while with the methodology of technical report 483, a standard error of 0.03% was obtained for the same field sizes where correction factors were used. It is concluded that in small fields, the Daisy Channing correction method did not offer significant corrections in the determination of output factors and it is recommended that for better results in small field dosimetry a micro-type detector is used Diamond.

KEYWORDS: <BIOPHYSICS>, <RADIOTHERAPY>, <DOSIMETRY>, <SMALL FIELDS>, <OUTPUT FACTORS>, <SYNERGY (LINEAR ACCELERATOR)>, <APEX (MICROCOLIMATOR)>.



INTRODUCCIÓN

El Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HECAM), es reconocido por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador, como una Institución pública de tercer nivel, que cuenta con tratamientos de vanguardia como Radioterapia. El departamento de Oncología y Radioterapia empezó a funcionar en el año 1973, siendo el precursor en el Ecuador, en el 2010 se inicia un gran proyecto para actualizar el área de Radioterapia, dando de baja al antiguo equipo de Cobalto 60 y adquiriendo de la casa fabricante Elekta dos aceleradores lineales, el acelerador lineal Synergy, posee un componente de colimación de tercera generación para Radiocirugía estereotáctica SRS por su nombre en inglés, el colimador del sistema Apex cuenta con 112 láminas con 2.46 mm de espesor a una distancia de 5 mm cada una, que alcanzan una precisión submilimétrica.

La SRS, es una técnica avanzada de Radioterapia cuya característica principal es el tratamiento de lesiones pequeñas utilizando campos de radiación de tamaños milimétricos, entregando una única o hipo fraccionada dosis de radiación según las condiciones del tejido tumoral. Cuando el procedimiento terapéutico se realiza en una sola sesión se denomina Radiocirugía y si se administra en varias sesiones se denomina Radioterapia Estereotáctica.

Aproximadamente 1 de cada 10 casos que ingresan a Radioterapia son destinados a la modalidad terapéutica de SRS, correspondientes a cáncer de cabeza (CC), patología que se desarrolla con volúmenes tumorales extremadamente pequeños es por este motivo que se utilizan campos de radiación pequeños las condiciones físicas que definen a un haz de radiación como pequeño son la ausencia de equilibrio lateral de partículas cargadas (LCPE), que exista oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por los dispositivos de colimación y que el tamaño del detector es similar o más grande en comparación con las dimensiones del haz, las dos primeras características están relacionadas con el haz, mientras la tercera característica está relacionada con el detector.

Este trabajo de titulación contiene, en el capítulo I, los antecedentes que brindan una perspectiva del tema desarrollado, planteamiento del problema y justificación los cuales muestran la necesidad que se tiene al realizar la dosimetría de campos pequeños, comparar los factores de salida y los objetivos que se quieren alcanzar con la ejecución de este trabajo.

En el capítulo II se desglosa la parte teórica que fue la base para el desarrollo del presente trabajo, empezando con una breve descripción de lo que se trata la radioterapia, radiocirugía estereotáctica, el acelerador lineal, el sistema Apex y el fundamento físico de la teoría de campos pequeños.

En el capítulo III se detalla el diseño de la investigación y metodología empleada para obtener resultados que permitan determinar los factores de salida de campos pequeños y el porcentaje de dosis a profundidad.

En el capítulo IV se presenta los resultados y el análisis obtenido de las pruebas que permiten la obtención de los factores de salida.

Finalmente se muestran las conclusiones a las que se llegó con la dosimetría de campos pequeños, las recomendaciones para las investigaciones posteriores, bibliografía empleada y anexos que contienen los certificados de calibración de los detectores.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

Desde el inicio de la radioterapia hasta la actualidad, las técnicas para entregar la radiación ionizante han avanzado para pacientes con lesiones, tanto benignas como malignas. En nuestro país la implementación de nuevas técnicas no está muy alejada de los grandes centros a nivel mundial.

La radiocirugía estereotáctica por sus nombre en inglés (SRS, Stereotactic Radiosurgery) es una técnica de tratamiento que en los últimos años se ha desarrollado debido a los beneficios que representa la utilización de campos pequeños de radiación, además, conduce al entrenamiento y capacitación del personal que trabaja con esta tecnología, así también la implementación de nuevos protocolos internacionales.

En el año de 1951, en el Instituto de Karolinska de Estocolmo el doctor Lars Leksell realiza la investigación titulada "*The estereotactic method and radiosurgery of the brain*" cuyo objetivo fue desarrollar una técnica para tratar lesiones intracraneales sin abrir el cráneo, asociado con la localización estereotáctica mediante la interacción de la radiación para destruir las lesiones creando así la Radiocirugía, además, tenía como finalidad disminuir la mortalidad asociada a la cirugía intracraneal que en esa época era muy alta (Martínez, 2015, pp. 13-16).

En el año 2013, en la ciudad de México se publica la tesis doctoral en Física Médica de Milton Xavier Vargas Verdesoto titulada "*Estudio de la dosis absorbida en campos pequeños con ausencia de equilibrio electrónico lateral en radiocirugía estereotáctica y radioterapia con intensidad modulada*", el objetivo es realizar la dosimetría física para campos pequeños y no convencionales para radiocirugía estereotáctica SRS y radioterapia de intensidad modulada por su nombre en inglés (IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy) (Vargas, 2013a, pp. 10-13).

Donde se obtuvieron los siguientes resultados con el sistema BrainLAB los cocientes de dosis absorbida fuera del eje (OAR, off axis ratios) calculados y experimentales coinciden dentro del criterio de dosis/DTA donde (DTA, distance to agreement) de 2%/0.12 mm, y los factores relativos de dosis absorbida (RDF, relative dose factors) coinciden dentro del 2% y con el equipo

TomoTherapy Hi-Art donde se tiene los siguientes resultados diferencias entre los factores RDF calculados con el modelo del haz y los RDF experimentales son menores al 1% aun en el caso del campo más pequeño analizado en este trabajo, de 1.25 cm de ancho en el eje X (Vargas, 2013a, p. 12).

En diciembre del 2013, en la ciudad de Córdoba Argentina, Maximiliano Jesús Filipuzzi realizó la tesis magistral en Física Médica titulada *“Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución”* cuyo objetivo fue determinar la distribución de dosis de dos sistemas de colimación de radiocirugía un micro multiláminas y conos, además calcular la función de respuesta de una serie de detectores de radiación de distintos diámetros, para distintos tamaños de campo los resultados mostraron una mejor conformación del haz con el sistema de conos disminuyendo la penumbra de 1.84 mm a 1.39 mm y la dosis de fondo fuera del campo (Filipuzzi, 2013, p. 1).

En diciembre del 2015 se realiza el trabajo de Cheng, et al. *“Comparación de las medidas de los factores de salida de Monte Carlo y Varian TruBeam 6 MV Y 10 MV para un sistema de radiocirugía estereotáctica con filtro aplanador libre”*, en este estudio, se realizó una comparación de simulaciones Monte Carlo (MC) y mediciones de factores de salida para el sistema Trubeam, mediante las simulaciones MC con tamaños de conos de 17.5 mm, 15.0 mm, 12.5 mm, 10.0 mm, 7.5 mm 5.0 mm y 4 mm y se aplicaron dos detectores de estado sólido para obtener los factores de salida experimentales el Edge-Sun Nuclear y SFD-IBA Dosimetry obteniendo, las diferencias entre los factores de salida para el detector Edge, el detector SFD y las simulaciones MC están dentro del 3.0% para ambas energías (Cheng, et al., 2016, pp. 100-110).

En diciembre del 2016 se presenta en Argentina la tesis magistral en Física Médica de Tomas Emanuel Spretz titulada *“Dosimetría de campos pequeños de fotones en radioterapia, intercomparación entre distintos detectores”* su objetivo es determinar que detector es el más apropiado para dosimetría de campos pequeños se concluye que los detectores PTW micro Diamond y PTW Diode E son los más apropiados para medición de factores de salida (Spretz, 2016, p. 2).

En septiembre del 2016 se presenta en Ecuador el trabajo de investigación titulado *“Puesta en marcha del micro-colimador APEX para radiocirugía estereotáctica SRS en la unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín”*, en el cual se utilizaron dos cámaras de ionización modelo pin point, un diodo y un electrómetro, donde se obtuvieron los siguientes resultados: los valores de transmisión son definidos al 0.60% en el CAX (Eje de central del haz) con 0.39% y 0.34% de corrección en los extremos del CAX (OÑA, 2017, pp. 10-13)

Actualmente se tiene el reporte técnico por su nombre en inglés (TRS, Technical Reports) Serie N° 483 realizado por el Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, en Viena del año 2017 titulado “*Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radioterapy*” (OIEA, 2017, p. 1), convirtiéndose en un código de práctica internacional para la determinación de dosis relativa en la técnica terapéutica SRS, el cual será utilizado para el desarrollo del presente trabajo.

1.2. Planteamiento del problema

El Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín “HECAM”, es reconocido por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador como una Institución pública de tercer nivel, que cuenta con tratamientos de vanguardia como: Radioterapia, Braquiterapia, Radiocirugía, Medicina Nuclear, Hemodinámica y Tomografía por emisión de positrones PET (IESS, 2016, p. 1).

El departamento de Oncología y Radioterapia empezó a funcionar en el año 1973, siendo el precursor en el Ecuador, en el 2010 inicia un gran proyecto para actualizar el área de Radioterapia, dando de baja al antiguo equipo de Cobalto 60 y adquiriendo de la casa fabricante Elekta dos aceleradores lineales por su nombre en inglés LINAC y la construcción de las nuevas áreas de Radioterapia donde se encuentran dos aceleradores, un equipo de Braquiterapia, un Tomógrafo Axial Computarizado, salas de planificación dosimétrica y clínica (Arias, 2014, p. 5).

El acelerador lineal Synergy, posee un componente de colimación de tercera generación para SRS, el colimador del sistema Apex cuenta con 112 láminas y con 2.46 mm de espesor a una distancia de 5 mm cada una, que alcanzan una precisión submilimétrica usando Radioterapia de Intensidad Modulada por su nombre en inglés IMRT (OÑA, 2017, pp. 10-13).

La SRS, es una técnica avanzada de Radioterapia cuya característica principal es el tratamiento de lesiones pequeñas utilizando campos de radiación de tamaños milimétricos, entregando una única o hipo fraccionada dosis de radiación según las condiciones del tejido tumoral. Cuando el procedimiento terapéutico se realiza en una sola sesión se denomina Radiocirugía y si se administra en varias sesiones se denomina Radioterapia Estereotáctica (Aristu, et al., 2009, p. 5).

La correcta medida y caracterización de los haces en Radioterapia es de suma importancia para garantizar una apropiada entrega de tratamiento a los pacientes. Por esto, se debe tener un especial cuidado a la hora de identificar las condiciones de medición y seleccionar adecuadamente el

instrumental utilizado, siendo estos de vital importancia a la hora de evitar incurrir en errores dosimétricos, potencialmente peligrosos para el paciente.

En el Ecuador existen instituciones tanto públicas como privadas que cuentan con departamentos de Radioterapia. Son muy escasas las instituciones donde se ha implementado la técnica de SRS; en base a esto, se pretende realizar un trabajo experimental que busca comparar: los resultados obtenidos con el nuevo reporte técnico 483 del Organismo Internacional de Energía Atómica, con los resultados existentes obtenidos por los físicos médicos de la unidad Técnica de Radioterapia del HECAM mediante el método de corrección Daisy Channing que es un procedimiento empírico que tiene como finalidad corregir las mediciones realizadas en campos pequeños, este método utiliza un detector de referencia, como una cámara de ionización con un tamaño de campo intermedio donde se cumpla el equilibrio de partículas cargadas por su nombre en inglés LCPE. (Gutiérrez, 2015, p. 5),

1.3. Justificación del problema

La unidad técnica de Radioterapia del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín, desde el año 2016 hasta la actualidad ha implementado la técnica terapéutica de Radiocirugía Estereotáctica (SRS), utilizando el método de corrección Daisy Channing, en la actualidad con la publicación del reporte técnico 483 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en el 2017, especialmente diseñado para proporcionar una metodología en dosimetría de campos pequeños estáticos usando haces de radioterapia externa, permite la actualización del código de práctica para la dosimetría de campos pequeños. Por esta razón el trabajo experimental tiene como finalidad realizar la dosimetría de campos pequeños según el TRS-483 usando un micro colimador Apex montado en el acelerador lineal Synergy de la casa fabricante Elekta de la unidad técnica de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Realizar la dosimetría de campos pequeños según el TRS-483 usando el micro colimador Apex montado en el acelerador lineal Synergy Elekta de la unidad técnica de Radioterapia del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín, IESS-Quito.

1.4.2. Objetivos específicos

- Utilizar los diferentes detectores de medición para dosimetría de campos pequeños.
- Medir los factores de salida con cada uno de los detectores para tamaños de campos pequeños.
- Evaluar los factores de salida proporcionados por los diferentes detectores.
- Comparar los resultados obtenidos con los resultados existentes del método Daisy-Channing.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Radioterapia

La Radioterapia (Figura 1-2) es un tratamiento que controla el crecimiento celular mediante la capacidad de la radiación ionizante (rayos X, rayos gamma, electrones, neutrones, protones) de dañar el ADN del tejido irradiado y de producir su muerte, debido a la deposición de grandes cantidades de energía en el tejido neoplásico y al mismo tiempo proteger los órganos de riesgo en el tratamiento (Platero, et al., 2003, p. 3).

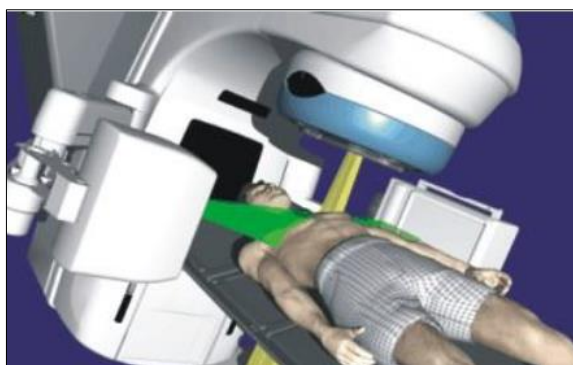


Figura 1-2 Tratamiento de radioterapia externa utilizando Acelerador lineal clínico

Fuente: (Nación, 2015, p. 1)

La radioterapia se divide en dos grandes áreas, la radioterapia externa o Teleterapia y la braquiterapia. En la radioterapia externa la fuente de radiación está en el exterior del paciente, en cambio que en braquiterapia se hace uso de fuentes de radioactivas, siempre encapsuladas, que se insertan en el interior del paciente o en una zona cerca o sobre el tumor (Cabrera, 2011, p. 15).

Con la evolución de la tecnología la radioterapia tuvo avances significativos en un principio se tuvo la 2D, con el mejoramiento de adquisición de imágenes y el desarrollo de Software de planificación de tratamientos (TPS por su nombre en inglés) surge la Radioterapia Conformada 3D-CRT, con el

acoplamiento y la utilización de colimadores multilaminas aparece la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT por su nombre en inglés) y actualmente se tiene la Radioterapia con técnica Estereotáctica (SRS por su nombre en inglés).

2.2. Radioterapia Conformada Tridimensional

La Radioterapia Conformada 3D-CRT es una técnica en la cual se emplean los datos anatómicos del paciente por medio de imágenes que provienen del Tomógrafo Axial Computarizado (TAC), Resonancia Magnética (RM), Tomografía Computarizada por Emisión de Positrones (PET-CT). Los cuales son utilizados en la planificación del tratamiento para proyectar los campos o haces de radiación, conformándolos de acuerdo a la forma, tamaño y geometría del PTV por sus nombre en inglés Planning Target Volume generando una adecuada distribución de dosis (Rodríguez, 2013, pp. 2-20).

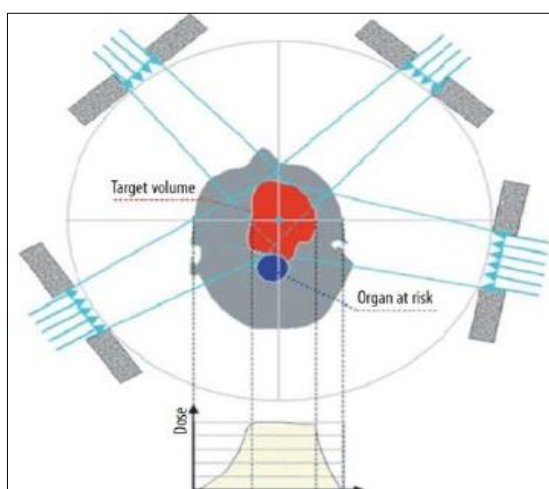


Figura 2–2: Esquema de Radioterapia Conformada 3D

Fuente: (Schlegel, 2006, p. 6)

La Radioterapia Conformada 3D-CRT (Figura 2-2), ha hecho posible el tratamiento óptimo de tumores en muchas áreas del cuerpo humano por lo que ha sido considerada como una técnica estándar de radioterapia externa, a pesar de sus resultados aproximadamente el 30% de los casos recidivan, esto se debe a la existencia de subpoblaciones o clones de células tumorales resistentes a la máxima dosis de 65 Gy a 70 Gy que se puede administrar con los tratamientos de radioterapia convencional y a la complejidad de la morfología del tumor.

2.3. Radioterapia de Intensidad Modulada

La radioterapia de intensidad modulada IMRT por su nombre en inglés, tiene como característica más importante la administración de haces con fluencia o intensidad de radiación no uniforme, que genera una distribución de dosis extremadamente precisa en el PTV o en zonas específicas dentro del mismo y a la vez protege estructuras circundantes normales.

La idea de la modulación de intensidad (Figura 3-2) es considerar que cada haz de tratamiento es la suma de múltiples “micro campos” cada uno de ellos con una intensidad de radiación diferente, lo que permite administrar distintas intensidades de radiación dentro de un mismo haz (Brosed, 2001, p. 165).

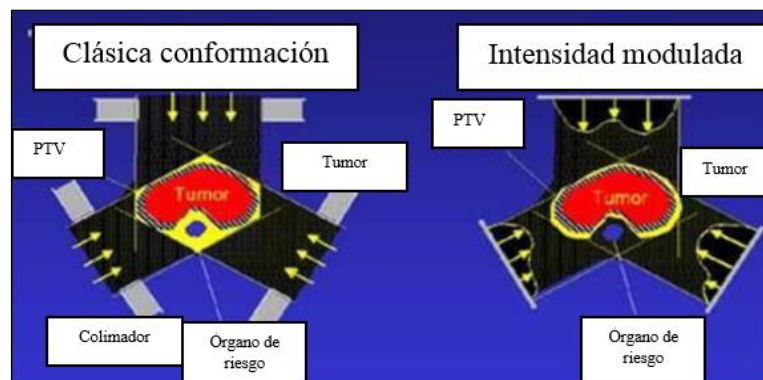


Figura 3-2: Esquema comparativo de Radioterapia 3D e IMRT

Fuente: (Alexander, 2013, p. 12)

2.4. Radiocirugía Estereotáctica

La Radiocirugía Estereotáctica (SRS), permite el tratamiento de lesiones pequeñas utilizando campos de radiación de tamaños milimétricos, entregando una única o hipo fraccionada dosis de radiación, calculada según las condiciones del tejido blanco y otros factores del paciente. El campo de fotones es generado en un acelerador lineal de electrones, los haces de radiación para tratar las lesiones son altamente conformados, precisos y convergentes por un micro-colimador (mMLC) como se muestra en la figura 4-2 (Aspradakis, et al., 2010, p. 22)

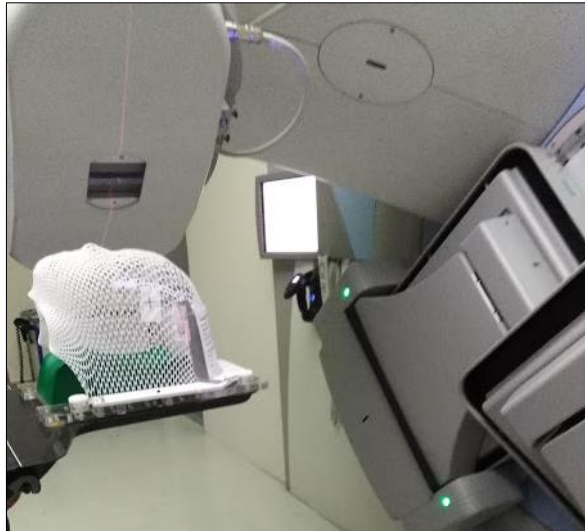


Figura 4-2: Radioterapia Estereotáctica

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Cuando el procedimiento terapéutico se realiza en una sola sesión se denomina Radiocirugía y si se administra en varias sesiones se denomina Radioterapia Estereotáctica. La radiocirugía está indicada principalmente en lesiones cerebrales benignas o malignas menores de 4 centímetros como son las malformaciones arteriovenosas, neurinomas, meningiomas y metástasis cerebral. La radioterapia estereotáctica se administra fundamentalmente en tumores de localización extra craneal que requieren una alta conformación y precisión como cáncer precoz de pulmón inoperable y metástasis hepáticas (Aristu, et al., 2009, p. 61). En la figura 5-2 se muestra la clasificación de los tipos de radioterapia estereotáctica.

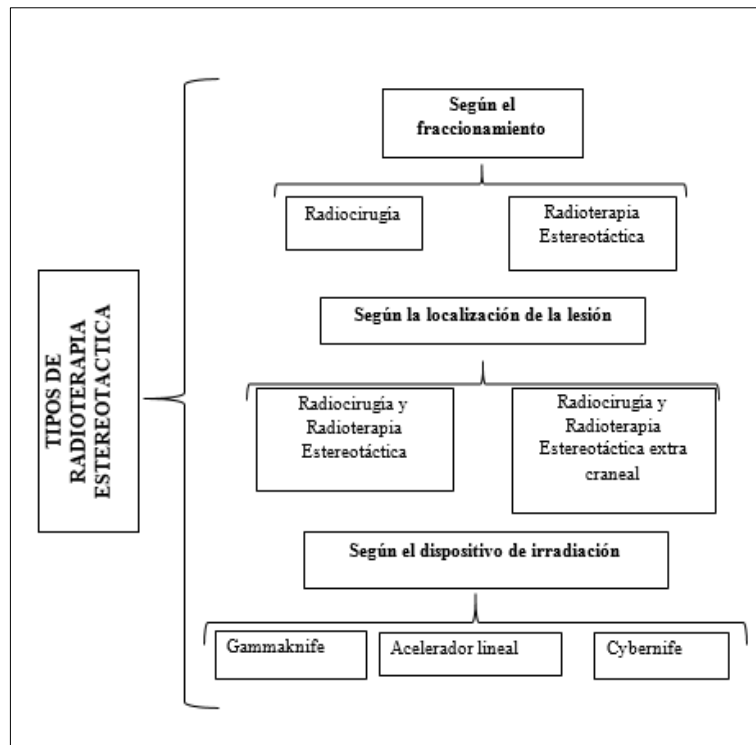


Figura 5-2: Tipos de radioterapia estereotáctica

Fuente: (Aristu, et al., 2009, pp. 61-71)

Realizado por: Mendoza, V. 2019

2.5. Acelerador lineal clínico

Los aceleradores lineales médicos denominado Linac, son utilizados para brindar Radioterapia externa, es una máquina predominante en el tratamiento del cáncer con radiación ionizante, son equipos compactos que se montan de forma isocéntrica para permitir un tratamiento de radiación práctico que dirige el haz hacia el paciente desde varias direcciones, es un equipo generador de radiación de alta energía, en donde los electrones son acelerados por medio de microondas de alta frecuencia, siguiendo trayectorias rectas en una estructura especial al vacío llamada guía de onda aceleradora, generando un haz de electrones de alta velocidad, en el rango de MeV, que pueden ser utilizados directamente en tratamientos superficiales o a la vez haciéndolos chocar contra un blanco o target de alto número atómico, generalmente Tungsteno, y producir rayos X de frenado o Bremsstrahlung (Podgorsak, 2005, p. 110).

Los Linac para su funcionamiento, requieren ser alimentados por energía de Radiofrecuencia (RF), los generadores más comunes son Magnetrons y Klystrons que producen ondas de radio con un rango

de frecuencias de 103 MHz (banda L) a 104 MHz (banda X), la gran mayoría funciona en 2856 MHz (banda S). Cuentan con diferentes accesorios de gran complejidad como por ejemplo, colimadores asimétricos y multiláminas, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, aplicadores de electrones, entre otros (Podgorsak, 2005, p. 111).

La figura 6-2 indica el diagrama esquemático de un tipo de acelerador lineal moderno de uso clínico. Se ilustra: la fuente de microondas (A), el sistema generador de pulsos (B), la fuente de electrones (C), la guía aceleradora (D), el sistema deflector magnético (E), la lámina dispersora primaria (F), el dispersor secundario o equalizadores (G), el sistema monitor de dosis (H), las mandíbulas de colimación (I), los sistemas de control automático de frecuencia (J), los sistemas eléctricos y de seguridad (K), consola de control (L) y mesa de tratamiento (M) (Pacheco, 2009, p. 15).

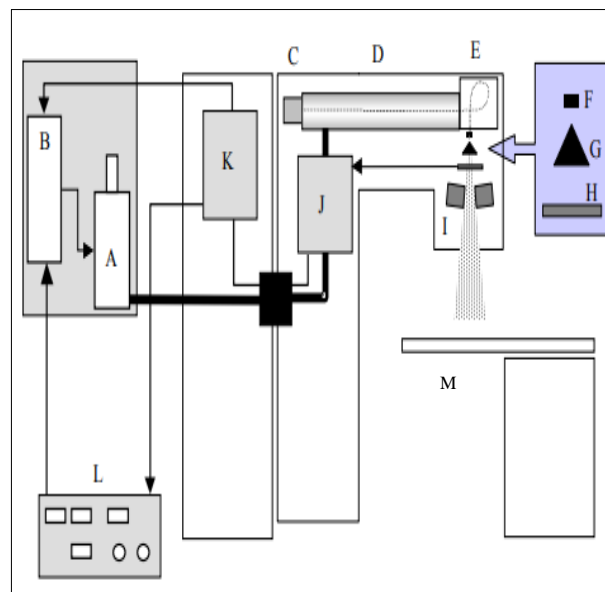


Figura 6-2: Diagrama esquemático de un Linac

Fuente: (Pacheco, 2009, p. 15)

2.6. Sistema Apex

El micro colimador Apex es un dispositivo médico para la colimación de haces de fotones en aceleradores digitales y posee un tamaño de campo máximo al isocentro de 120 mm x 140 mm (Center Oncology Elekta, 2014, p. 10). Puede ser usado para tratamientos de IMRT estático y dinámico, este dispositivo es el tercer nivel de colimación en la irradiación de campos primarios de un acelerador digital.

En la figura 7-2 se indica el diagrama esquemático del sistema Apex donde se ilustra: el colimador Apex (1), el cable corto (2), el sensor del gantry (3), el cable de interlock (4), la caja de control del Apex (5), la consola remota (6), la estación de trabajo de MSC que significa Sistema de Control Multihojas (7) y la conexión al LAN del hospital (8) (Elekta limited, 2011, p. 14).

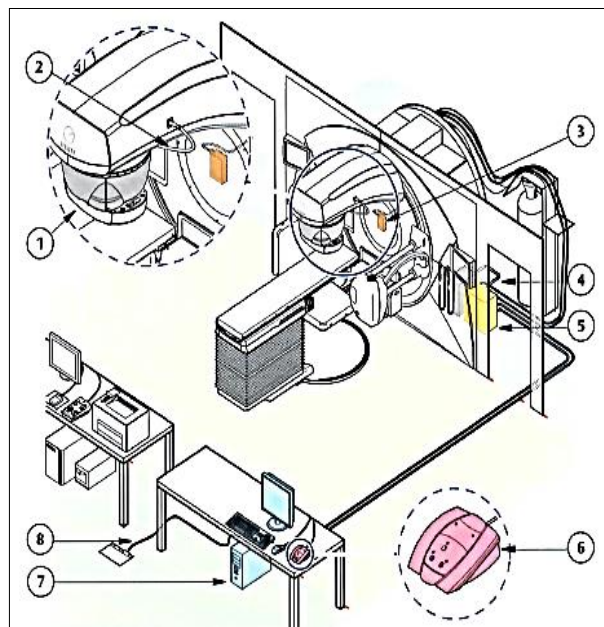


Figura 7-2: Diagrama esquemático del sistema Apex

Fuente: (Elekta limited, 2011, p. 14)

Las funciones del sistema del colimador Apex se describen en la tabla 1-2, donde se detallan cada una de las partes que componen el sistema

Tabla 1-2: Funciones del colimador Apex

N°	Parte	Función
1	Colimador Apex	Mueve las láminas de tungsteno de espesor 2,46 mm
2	Cable corto	Conecta el colimador Apex al gantry conectado a la caja del control del sistema
3	Sensor del gantry	Detecta la posición del gantry
4	Cable de interlock	Conecta el circuito de enclavamiento del acelerador digital

5	Caja de control del Apex	Controla el colimador Apex y recibir datos desde las partes del sistema Apex
6	Consola remota	Cambia de encendido/apagado, y habilitado/deshabilitar los motores
7	Estación de trabajo del software de control de las multilaminas (MSC)	Ejecuta el software MCS y suministra la interfaz de usuario
8	Conexión al LAN	Conecta la estación de trabajo MCS a la red del hospital

Fuente: (Elekta limited, 2011, p. 15)

Realizado por: Mendoza. V. 2019

En la figura 8-2 se indica las componentes que forman parte del Sistema Apex del HCAM, donde se identifican: a) la sala de comando, b) pantallas de control y monitoreo del paciente, c) montacargas y soporte del micro-colimador Apex y d) micro colimador Apex.

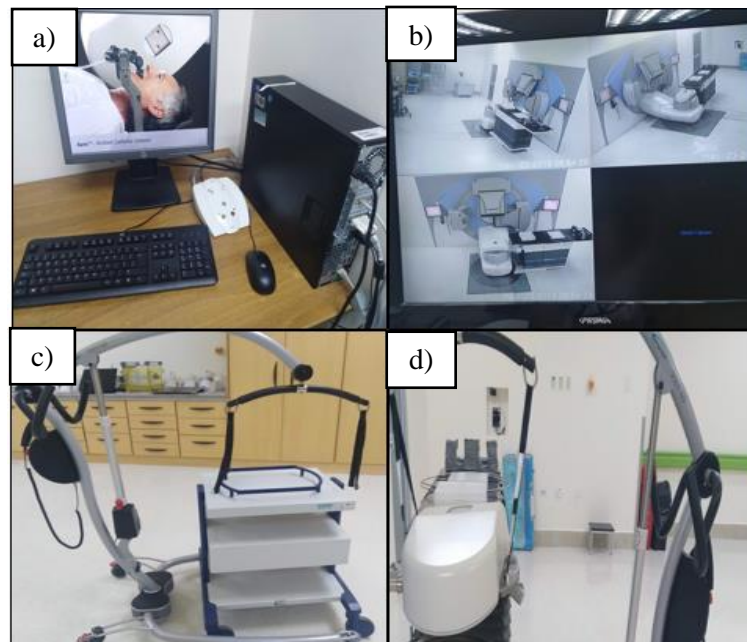


Figura 8-2: Componentes que forman parte del Sistema Apex del HCAM

Realizado por: Mendoza, V. 2019

2.7. Radioterapia no convencional o de campos pequeños

La radioterapia no convencional es aquella que utiliza campos pequeños de radiación, es decir, tamaños de campo menores a 4 centímetros estos son de menor tamaño que los utilizados en radioterapia convencional, estos tamaños de campo presentan parámetros específicos y deben ser tratados con especial cuidado, es decir, tener: detectores idóneos para la dosimetría, el efecto de oclusión y la ausencia de equilibrio lateral de partículas cargadas. A continuación se describe el formalismo propuesto por el Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA, en su reporte técnico 483 (Aspradakis, et al., 2017).

2.7.1. Condiciones que describen campos de radiación pequeños

Al menos una de las siguientes tres condiciones físicas deben ser cumplidas para que un haz de fotón externo llegue a ser considerado como campo pequeño (Aspradakis, et al., 2017, pp. 9-10).

- Existencia de pérdida de equilibrio de partículas cargadas laterales (LCPE)
- Existencia de oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por los dispositivos del colimación en el eje del haz
- El tamaño del detector con respecto al tamaño de campo de radiación.

Las dos primeras condiciones están relacionadas con el haz, mientras que el tercero está relacionada con el detector. Las tres condiciones dan lugar a la superposición entre las penumbras del campo (Aspradakis, et al., 2017, p. 10).

2.7.1.1. Pérdida de equilibrio de partículas cargadas laterales

La pérdida del equilibrio de partículas cargadas laterales por su nombre en inglés LCPE, ocurre en los bordes del campo, debido a que los electrones secundarios que abandonan lateralmente la parte central del campo son insuficientemente reemplazados, por los electrones dispersados hacia el interior del campo desde el medio que lo rodea, a causa de la reducción drástica de la fluencia lateral de los electrones.

La figura 9-2 indica un diagrama del LCPE, el punto A se encuentra en el interior del haz y recibe la misma cantidad de electrones desde la derecha e izquierda; el punto B también se encuentra en el

interior del haz, pero recibe menos electrones desde la región derecha que la izquierda, la dosis en el punto B es menor debido a esta disminución de trayectoria de electrones; el punto C se encuentra completamente afuera del haz de fotones, pero lo suficientemente cerca para que lo alcancen algunos electrones, por lo que la dosis en C no es nula. Esto resulta en un incremento de la penumbra efectiva del haz (Elford & Cunningham, 1983, pp. 10-15).

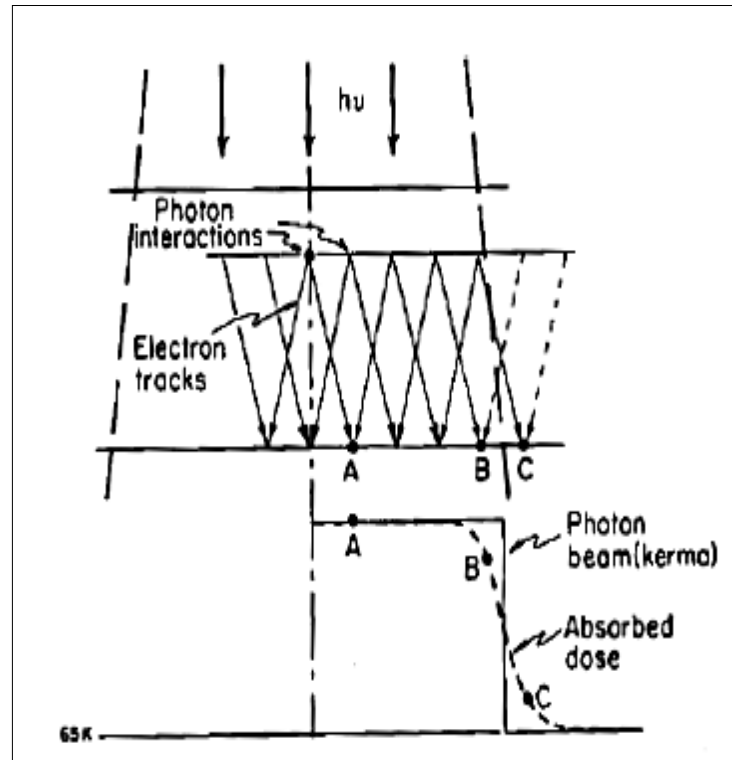


Figura 9-2: Diagrama de la pérdida de equilibrio electrónico lateral

Fuente: (Elford & Cunningham, 1983, pp. 10-15)

Si existe el LCPE, entonces la dosis absorbida D es igual al kerma de colisión K_{col} , en dicho punto (Attix, 1986, pp. 61-65).

$$D = K_{col} \quad (1)$$

Los electrones producidos por haces de fotones de megavoltaje tienen un rango proporcional a la energía del haz. En la figura 10-2 se observa que al aumentar la calidad del haz, aumenta el radio mínimo del campo para el cual no alcanza el LCPE. Por esta razón, el tamaño del campo y el rango lateral de los electrones es el parámetro crítico del CPE, más que el rango de los electrones en la dirección del haz. El rango lateral de los electrones es dependiente de la energía, por lo cual el campo mínimo para el cual se mantiene el CPE depende de la energía del haz (Bassinet, et al., 2013, p. 10).

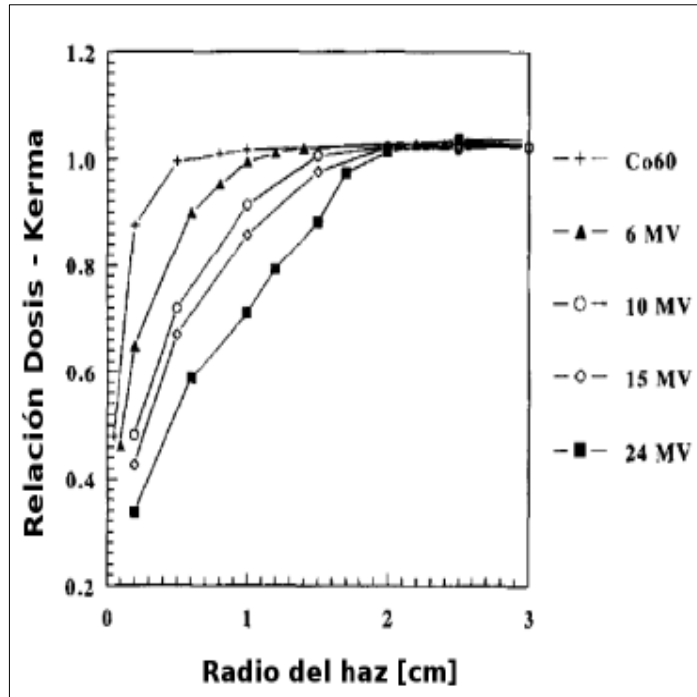


Figura 10-2: Relación dosis-kerma en función del radio del haz

Fuente: (Alfonso & Andreo, 2008, p. 5)

- Rango de equilibrio de partículas cargadas laterales

El rango de equilibrio de partículas cargadas laterales (r_{LCPE}) es un parámetro muy importante para estabilizar la relación entre el tamaño de campo y el tamaño mínimo del detector para el cual las condiciones de LCPE existen. El r_{LCPE} depende de la energía del haz y ha sido cuantificada mediante el sistema Monte Carlo donde se simuló la dosis absorbida y el Kerma en agua para haces de fotones de diferentes energías nominales (Li, et al., 1995).

El r_{LCPE} se define como el radio mínimo de un campo circular para el cual la dosis absorbida, en el centro del campo está relacionada por un factor constante de kerma. Actualizando el cálculo del sistema Monte Carlo el r_{LCPE} es expresado como una función del índice de la calidad del haz de fotones convencionales $TPR_{20,10}(10)$ que significa la relación fantoma tejido en agua a la profundidad de 20 y 10 g/cm^2 para un tamaño de campo de 10 $cm \times 10 cm$ definido en una técnica distancia fuente detector SDD de 100 cm (Papaconstadoulos, 20116).

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382 \quad (2)$$

- Equilibrio de las radiaciones

El equilibrio de las radiaciones por su nombre en inglés (RE), (Figura 11-2) es una condición que hipotéticamente existe en un volumen e intervalo de tiempo específicos, por definición, existe RE para un volumen ν si cada partícula cargada de cierto tipo y energía cinética que abandona ν es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía cinética que entra al volumen ν (Attix, 1986, pp. 61-65).

$$(R_{in})_u = (R_{out})_u \quad (3)$$

$$(R_{in})_c = (R_{out})_c \quad (4)$$

Donde $(R_{in})_u$ es la energía radiante de las partículas no cargadas que ingresan al volumen ν y $(R_{out})_u$ es la energía radiante de las partículas no cargadas que salen del volumen ν y $(R_{in})_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que ingresan al volumen ν y $(R_{out})_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que salen del volumen ν .

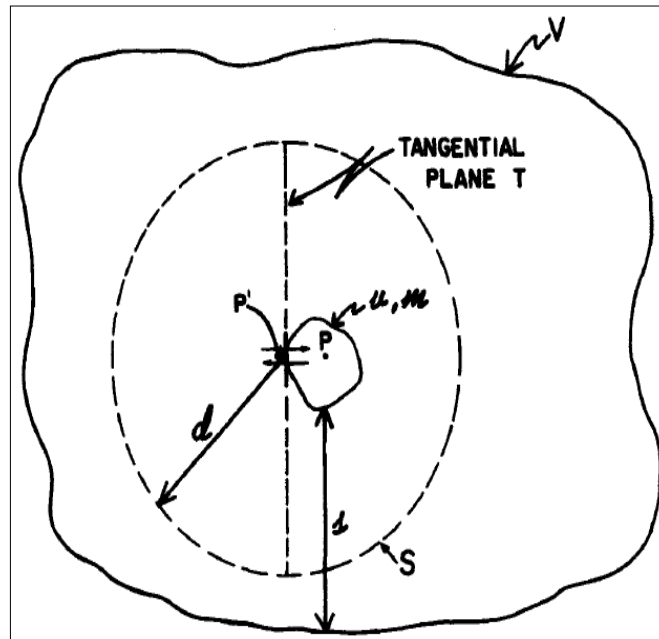


Figura 11-2: Equilibrio de las radiaciones

Fuente: (Attix, 1986, p. 62)

2.7.1.2. Efecto de oclusión parcial de la fuente

La oclusión parcial de la fuente es ilustrada en la figura 12-2 y está relacionada con el tamaño finito de la fuente primaria de un haz de fotones primarios, el punto focal extendido, el cual es usualmente determinado por el ancho total a la mitad del valor máximo, por sus nombre en inglés (FWHM, Full Width Half Maximun), de la distribución de fluencia de fotones “bremsstrahlung” que salen del blanco (IPEM, 2010, p. 11) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 9-11).

Un campo pequeño creado mediante colimación que protege parte de la fuente primaria de fotones finita, producirá una salida de haz interior en el eje del haz en comparación con el tamaño del campo donde la fuente no está parcialmente bloqueada.

Este primer efecto de oclusión de la fuente llega a ser importante cuando el tamaño del campo es comparable o más pequeño que el tamaño de la fuente de fotones primario. Para los aceleradores lineales modernos donde el tamaño de la fuente primaria de fotones no es más grande que 5 mm, la oclusión de la fuente directa usualmente sucede en tamaños de campos pequeños aquellos donde empieza el desequilibrio lateral de electrones (Aspradakis, et al., 2017, p. 10).

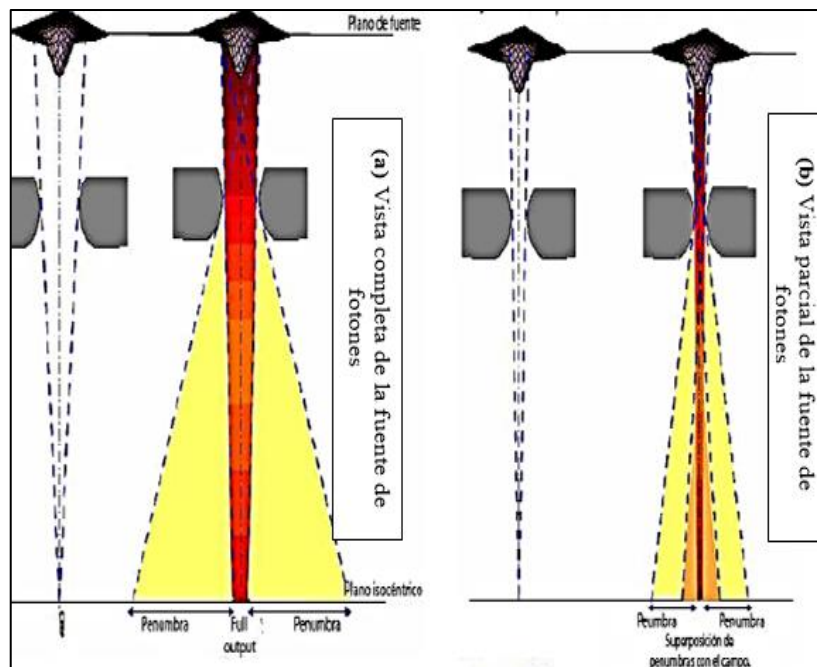


Figura 12-2: (a) Fuente de fotones sin ocluir, (b) Fuente de fotones ocluida

Fuente: (Das, et al., 2008, p. 5)

La figura 13-2 indica los perfiles laterales del haz de fotones en (a) los colimadores definen un tamaño de campo mayor que el rango lateral de partículas cargadas; puede determinarse midiendo el FWHM, (b) si el tamaño de campo es del mismo orden que el rango de equilibrio, ocurre superposición de penumbra y (c) el tamaño de campo es muy pequeño. No se permite la determinación de tamaño de campo por FWHM. (Das, et al., 2008, p. 11).

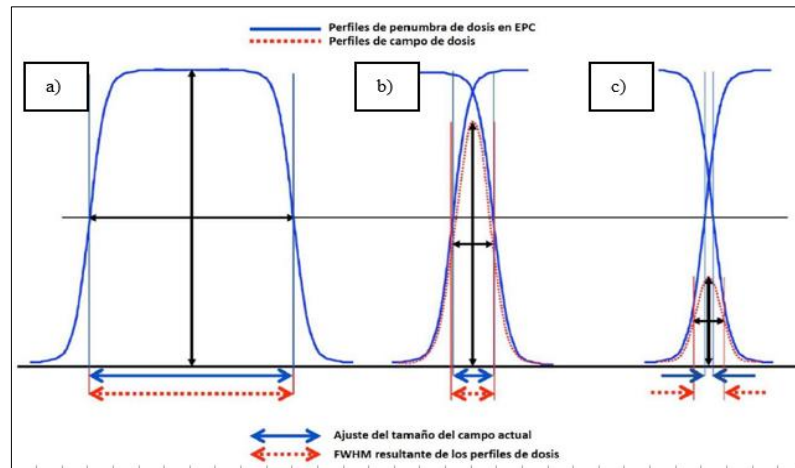


Figura 13-2: Comparación de perfiles de dosis

Fuente: (Aspradakis, 2009, p. 854)

2.7.1.3. Perturbaciones relacionadas con el detector

Al utilizar un detector en el medio se introducen efectos de perturbación apreciables como son: la densidad del volumen sensible del detector, las propiedades atómicas del volumen sensible, el promedio de la dosis en el volumen del detector (Biggs, et al., 1999, pp. 1847-1870).

Para entender esto, se debe conocer la diferencia de densidades electrónicas entre el medio de la cavidad respecto al agua, esta es una de las principales causas por las cuales deben introducirse factores de corrección en mediciones con campos pequeños (Bouchard, et al., 2015, pp. 6033-6047)

La figura 14-2 indica el esquema del efecto promedio del volumen en una dimensión, la curva negra es una aproximación de una curva Gaussiana en un perfil de un campo pequeño; la curva negra discontinua representa un detector de 5 mm de longitud. La fecha doble representa las dimensiones del detector a lo largo del eje de exploración (Aspradakis, et al., 2017).

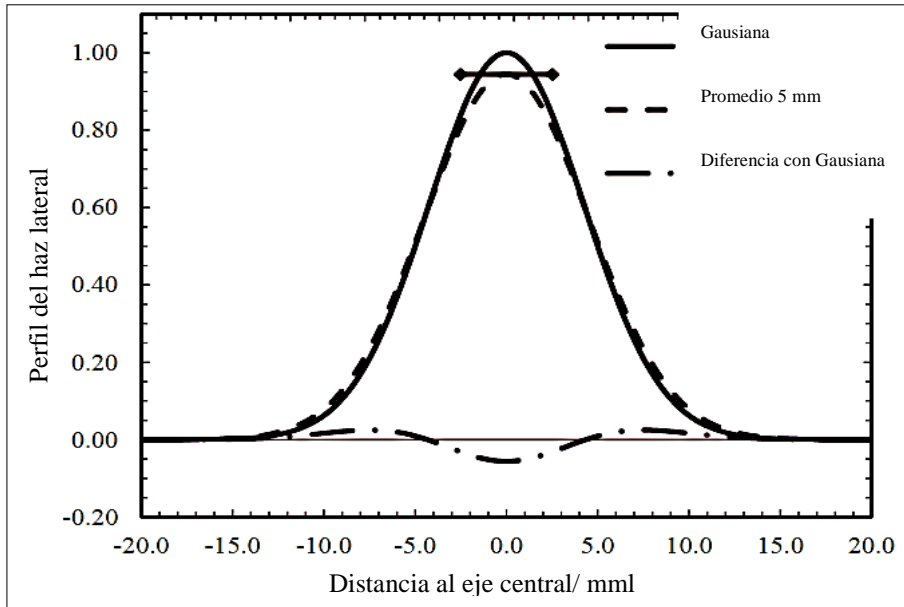


Figura 14-2: Esquema del efecto promedio del volumen

Fuente: (Wuerfel, 2013, p. 20) (Aspradakis, et al., 2017, p. 12)

La función de respuesta del detector es uno de los parámetros muy importante en la caracterización de un detector es su kernel o núcleo de convolución espacial o función de respuesta del detector. Esta función contiene toda la información respecto a la influencia que el tamaño y material del detector tienen sobre un determinado perfil medido (García , et al., 1998, p. 12).

Una de las técnicas empleadas consiste en considerar el perfil producido por el detector como la convolución del perfil real con una función de respuesta kernel o núcleo, específico de cada detector de acuerdo, con su tamaño y forma (Metcelfe, 1993, p. 10).

El efecto de volumen parcial es considerando el volumen finito del detector, la señal que se detecta es promediada por su volumen para la determinación de la dosis absorbida en el punto de interés. Si el tamaño del detector es comparable con el ancho del campo, se producirá una subestimación de la dosis absorbida y una sobreestimación del ancho de la penumbra como se ilustra en la figura 12-2.

2.7.2. Formalismos para dosimetría de campos pequeños de radiación propuesto por el Organismo Internacional de Energía Atómica.

La caracterización de un haz de radiación se define por la obtención de: las curvas de porcentaje de dosis a profundidad PDD por su nombre en inglés, los perfiles de haz y los factores de salida.

2.7.2.1. Formalismo propuesto para la dosimetría de campos pequeños de radiación.

Para entender el formalismo dosimétrico se presenta el fundamento de la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia z_{ref} en agua para un uso de la calidad del haz Q y en ausencia de la cámara es obtenido por (Aspradakis, et al., 2017, pp. 26-27) (NSC, 2008, p. 10).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,W,Q} \quad (5)$$

Donde M_Q es la lectura de la cámara de ionización usado la calidad del haz Q , correspondiendo a los valores de referencia de las cantidades de influencia para cuando el coeficiente de calibración es validado y $N_{D,W,Q}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de las medidas de la cámara de ionización a estándares del laboratorio para el uso de la calidad del haz Q (Aspradakis, et al., 2017, pp. 26-27).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,W,Q} k_{Q,Q_0} \quad (6)$$

Donde $N_{D,W,Q}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de las medidas de la cámara de ionización a un laboratorio estándar para la calibración de la calidad del haz Q_0 , k_{Q,Q_0} es el factor que corrige $N_{D,W,Q}$ para la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y el uso actual de la calidad Q (Aspradakis, et al., 2017, pp. 26-27).

Para la dosimetría de campos pequeños, tres aspectos son considerados: dosimetría de referencia, dosimetría relativa y factores de salida (Alfonso, 2008, pp. 1-10).

2.7.2.2. Dosimetría de referencia de campos pequeños

El TSR 483 define en primer lugar una serie de campos de calibración los cuales son utilizados para campos pequeños como se detalla en la tabla 2-2.

Tabla 2-2: Campos de calibración

Campo	Definición
f_{msr}	Campo de referencia específico de la máquina definido para modalidades estáticas o para unidades de tratamiento que no pueden establecer el campo convencional de referencia.
f_{ref}	Campo de referencia convencional es decir, 10 cm × 10 cm con un SDD de 100 cm, a una profundidad de 10 g / cm ² en agua. Para el cual el coeficiente de calibración de un cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua es proporcionada por un laboratorio primario
f_{cln}	Campo clínico de radiación es el campo para el cual la dosis absorbida en agua debe ser determinada

Fuente: (Tolabin, 2017, p. 35)

Realizado por: Mendoza, V. 2019

La dosis absorbida en agua $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ a la profundidad de referencia z_{ref} para un haz de calidad Q_{msr} para el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} esta dada por (Aspradakis, et al., 2017, p. 40):

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} k_{Q,Q_0} k_{Q_{msr},Q_{ref}}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (7)$$

Donde Q_{msr} es la calidad del haz del campo de referencia específico de la máquina (msr), $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo de referencia específico de la máquina (f_{msr}), $N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de las medidas de la cámara de ionización por un laboratorio estándar para el campo de referencia de la máquina (f_{msr}) de calidad del haz (Q_{msr}), k_{Q,Q_0} es el factor de corrección de calidad del haz, que corrige las diferencias entre la calidad del haz de referencia (Q_0) y la calidad de haz (Q_{ref}) del campo (f_{ref}), $k_{Q_{msr},Q_{ref}}^{f_{msr},f_{ref}}$ corrige los cambios debido a diferencias de tamaños de campo, geometría, materiales de maniquí y calidad del haz de los campos (f_{ref}) y (f_{msr}). Este factor tiene en cuenta las diferencias entre las respuestas de una cámara de ionización en los campos (f_{ref}) y (f_{msr}) y está definido por (Aspradakis, et al., 2017, p. 40):

$$k_{Q_{msr}, Q_{ref}}^{f_{msr}, f_{ref}} = \frac{D_{W, Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{W, Q_{ref}}^{f_{ref}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (8)$$

2.7.2.3. Determinación de los factores de salida

Estos factores de salida de campo son también denominados como factores de dispersión total o factores de dosis relativa, se utilizan para convertir la dosis absorbida en agua para el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} en la dosis absorbida en agua para el campo clínico f_{clin} . (IPEM, 2010, pp. 1-10) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 45-50).

El factor de salida de campo es $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ con respecto al campo de referencia de la máquina f_{msr} es definido como la relación de la dosis absorbida en agua en el campo clínico f_{clin} con una calidad del haz Q_{clin} y la dosis absorbida en agua en el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} con una calidad del haz Q_{msr} (BIR, 1996, pp. 1-20) (Khan, 2010, pp. 1-10)

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{W, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (9)$$

Donde $D_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la dosis absorbida en agua en un campo de referencia clínico, $D_{W, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la dosis absorbida en agua del campo de referencia específico de la máquina. Los factores de salida de campo se derivan de una relación de lecturas de detectores según (BIR, 1996, pp. 1-20) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 45-50):

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (10)$$

Donde $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la lectura dosimétrica en el campo clínico no-referenciado (f_{clin}), $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosimétrica en el campo de referencia específico de la máquina (f_{msr}), $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ es un factor de corrección de salida (IPEM, 2010, pp. 6-15) (BIR, 1996, pp. 1-20) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 45-50)

El factor de corrección de salida $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ se puede determinar como un valor medido directamente, un valor genérico experimental o un valor genérico calculado de Monte Carlo (Aspradakis, et al., 2017, pp. 45-50):

$$k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{D_{W,Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{det,Q_{msr}}^{f_{clin}}} \quad (11)$$

Si no se posee de un detector adecuado para todos los tamaños de campo desde f_{msr} a f_{clin} , se recomienda usar una cámara de ionización para tamaños de campo hasta un campo intermedio tan pequeño como sea posible pero sin condiciones de campo pequeño, y usar un detector de campo pequeño adecuado, como un diodo, solo para mediciones en campos más pequeños, lo que limita el efecto de la dependencia de la energía. Usando este método de campo intermedio (IFM), el factor de salida del campo se obtiene a través de la ecuación (BIR, 1996, pp. 1-20) (IPEM, 2010, pp. 6-12) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 46-50):

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \left[\Omega_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}} \right]_{det} \left[\Omega_{Q_{int},Q_{msr}}^{f_{int},f_{msr}} \right]_{IC} \quad (12)$$

Donde “*det*” representa a un detector de campo pequeño y “*IC*” representa la cámara de ionización. Usando la definición de factor de salida de campo (ec. 9), se puede definir como (BIR, 1996, pp. 1-20) (IPEM, 2010, pp. 6-12) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 46-50):

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int},Q_{msr}}^{f_{int},f_{msr}} \right]_{IC} \quad (13)$$

Dejando claro que se requieren dos factores de corrección de salida, uno para cada detector. Sin embargo, en ausencia de condiciones de campo pequeño para el campo intermedio, $k_{Q_{int},Q_{msr}}^{f_{int},f_{msr}} \approx 1$ para cámaras de ionización bien diseñadas. Cuando se corrige solo desde el campo intermedio f_{int} al

campo clínico f_{clin} minimiza la contribución del detector de campo pequeño a la corrección general, especialmente la influencia de la dispersión de fotones de baja energía (BIR, 1996, pp. 1-20) (IPEM, 2010, pp. 6-12) (Aspradakis, et al., 2017, pp. 46-50).

2.7.3. Factores de salida o Factores de dispersión total S_{cp} según Podgorsak.

Los factores de salida cuantifican la variación en la dosis absorbida en el eje central a medida que el tamaño de campo varía, esto respecto a un tamaño de campo de referencia. Dichas variaciones están asociadas a cambios en la dispersión en el cabezal del acelerador lineal, así como en el medio donde incide el haz de radiación (agua o material equivalente a ésta). Los factores de campo también son llamados factores de dispersión total (Trejo, et al., 2016, p. 20)

Para una dada energía del haz de fotones ($h\nu$) y a una dada SSD (f) dependiendo de las condiciones de comisionamiento del equipo, la dosis en un punto P a la profundidad de dosis máxima z_{max} en el fantoma depende del tamaño de campo A ; pues a mayor tamaño de campo, mayor dosis. El factor de dosis relativa RDF llamado el factor de dispersión total S_{cp} en la nomenclatura de Khan es definido como el cociente entre $\dot{D}_p(z_{max}, A, f, h\nu)$, que es la tasa de dosis en P en un fantoma para un campo cualquiera A y $\dot{D}_p(z_{max}, 10, f, h\nu)$, es la tasa de dosis en un punto P en el fantoma para un campo de referencia ($10 \times 10cm^2$) (Podgorsark, 2003, pp. 114-175).

$$S_{c,p}(A, h\nu) = \frac{\dot{D}_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{\dot{D}_p(z_{max}, 10, f, h\nu)} \quad (14)$$

La geometría para la medición del factor de salida total S_{cp} se muestra en la Figura 15-2 en la parte a) La dosis en el punto P , en la profundidad de dosis máxima z_{max} en el fantoma es medido en un tamaño de campo A y b) para un tamaño de campo $10 \times 10cm^2$.

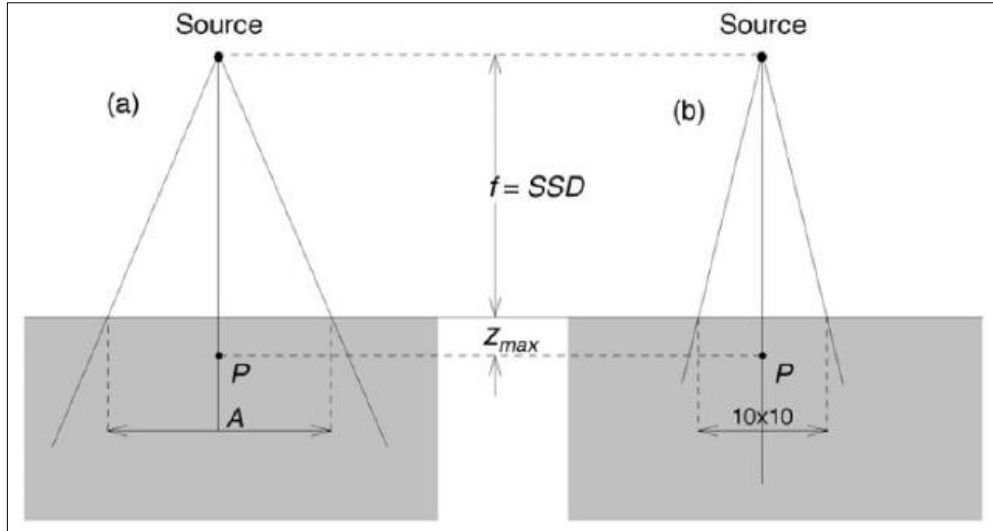


Figura 15-2: Geometría para la medición del factor de salida

Fuente: (Podgorsark, 2003, p. 160)

2.7. Método de corrección Daisy Channing

El método de corrección Daisy Channing es un procedimiento empírico previo a la publicación de factores calculados por Monte Carlo, con la finalidad de corregir las mediciones en campos pequeños. Este método utiliza un detector de referencia, como una cámara de ionización con un tamaño de campo intermedio donde se cumpla el LCPE, para corregir la señal de un detector de campo pequeño mediante la aplicación de un factor de corrección resultante de una calibración cruzada de las señales de los detectores (Gutiérrez, 2015, p. 5).

El método de corrección Daisy Channing estima la corrección total del factor de dispersión (S_{cp}^c) para medidas de un tamaño de campo clínico f_{clin} para detectores con campos pequeños.

$$S_{cp}^c = \frac{M_{det}^{f_{clin}} M_{CI_{ref}}^{f_{inter}}}{M_{det}^{f_{inter}} M_{CI_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (15)$$

Donde $M_{det}^{f_{clin}}$ es la lectura del detector de campo pequeño, en el campo de interés (f_{clin}); $M_{det}^{f_{inter}}$ es la lectura del detector de campo pequeño, en el campo intermedio (f_{inter}) en el cual se conserva el LCPE; $M_{CI_{ref}}^{f_{inter}}$ es la lectura de la cámara de ionización CI_{ref} en el campo intermedio (f_{ref}); $M_{CI_{ref}}^{f_{ref}}$ es la lectura de la cámara de ionización de referencia CI_{ref} en el campo de referencia de 10 cm x 10 cm.

El campo intermedio (f_{inter}) debe seleccionarse adecuadamente tomando en cuenta el tamaño de la cámara de referencia CI_{ref} , de forma que no se pueda definir como campo pequeño, normalmente este valor de tamaño de campo está entre 4 cm x 4 cm y 6 cm x 6 cm. Habitualmente, el factor de campo se calcula mediante el cociente de las lecturas de un detector para ambos tamaños de campo, ya que en condiciones normales la dosis es proporcional a las lecturas del electrómetro (Tolabin, 2017, p. 47) (Gutiérrez, 2015, p. 6).

$$S_{cp} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \right]_{det} \quad (16)$$

Comparando las ecuaciones 14 y 15, la primera puede reescribirse en términos de la última como:

$$S_{cp}^c = CF \times S_{cp} \quad (17)$$

Donde CF es un factor de corrección de la forma:

$$CF = \frac{M_{IC}^{f_{clin}} / M_{IC}^{f_{ref}}}{M_{det}^{f_{clin}} / M_{det}^{f_{ref}}} \quad (18)$$

La corrección del método Daisy Chaining supone que CF es constante, no es una función del tamaño de campo y se aplica para cualquier tamaño de campo menor o igual al campo intermedio. La ecuación (17) es la relación del factor de dispersión total entre las mediciones realizadas con la cámara de ionización y un pequeño detector de campo.

2.8. Tipos de detectores para campos pequeños

En el mercado se tiene mini, micro y nano cámaras de ionización con volúmenes sensibles de hasta 0.003 cm³ lo que proporciona resolución espacial mejorada, a expensas de una pérdida de sensibilidad y una disminución de la relación señal ruido, que se incrementa a medida que disminuye el volumen sensible de la cámara. Se recomienda que para dosimetría de campos pequeños se trabaje con detectores de estado sólido que no posean blindaje, detectores de diamante, detectores

termoluminiscentes, películas radiocrómica entre otros. La elección del detector está relacionada directamente con las medidas y el uso que se le establezca (Reggiori, et al., 2017, p. 3).

2.8.1. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son usadas en radioterapia y en radiología de diagnóstico para la determinación de la dosis en condiciones de referencia. Una cámara de ionización es básicamente una cavidad rodeada por una pared exterior conductora y que tiene un electrodo colector central, la pared y el electrodo colector están separados con un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fuga cuando se aplica un voltaje de polarización en la cámara. Por lo general, se proporciona un electrodo protector en la cámara para reducir aún más la fuga, el electrodo protector intercepta la corriente de fuga y le permite fluir a tierra sin pasar por el electrodo colector (Podgorsark, 2003, p. 65).

- Cámaras de ionización tipo cilíndrica

Las cámaras cilíndricas tienen un volumen activo entre 0.1 cm^3 y 1.0 cm^3 con una longitud interna no mayor a 25 mm y un diámetro interno de 7 mm. El material de la pared es de bajo número atómico equivalente al tejido o aire con un espesor menos que 0.1 g/cm^2 , está equipada con una tapa de acumulación de aproximadamente 0.5 g/cm^2 para la calibración (Podgorsark, 2003, p. 66)

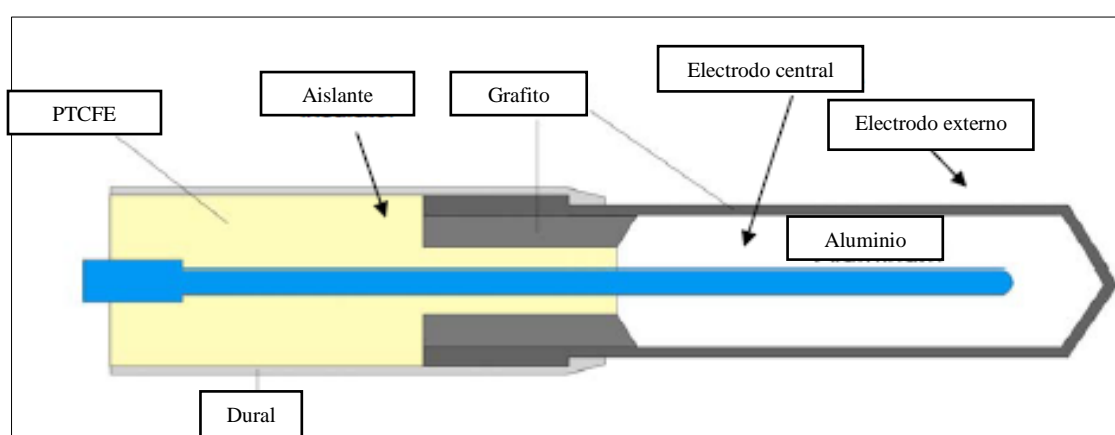


Figura 16-2: Esquema básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer

Fuente: Anónima

Un electrómetro el cual es usado en conjunto con una cámara de ionización es un amplificador operacional de alta ganancia, retroalimentación negativa con una resistencia estándar o un condensador estándar en la ruta de realimentación para medir la corriente de la cámara o la carga recolectada en un intervalo de tiempo fijo, como se muestra esquemáticamente en la figura (Podgorsak, 2005, p. 30).

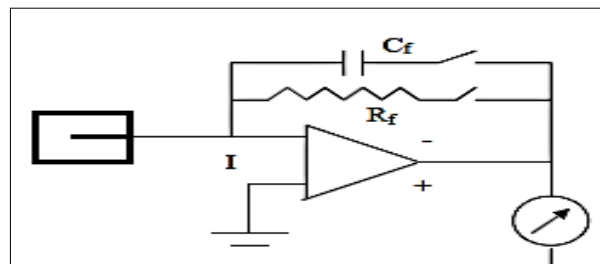


Figura 17-2: Diagrama de un electrómetro

Fuente: (Podgorsak, 2005, p. 30)

2.8.2. *Detector de estado sólido*

El detector de estado sólido está compuesto por silicón y su principio de funcionamiento radica en que la radiación produce pares libres de electrón en el material activo las cargas producidas en la banda de valencia son proporcionales a la intensidad de la radiación en el semiconductor y se difunden hacia la banda de conducción, de tal manera que igual número electrones libres son creados en la banda de valencia. Bajo la influencia de un campo eléctrico, los electrones y electrones libres son arrasados hacia electrodos generando una corriente medida por un circuito externo (Spretz, 2016, p. 27).

Las características más importantes son: más sensibles y pequeños que las cámaras de ionización típicas; su alta resolución espacial los hace útil para la dosimetría relativa de campos pequeños y de regiones con alto gradiente de dosis; muestran una dependencia en su respuesta con la temperatura, tasa de dosis, dependencia angular o direccional, y dependencia energética aun para pequeñas variaciones en la composición espectral de los haces de radiación (Spretz, 2016, p. 27).

2.8.3. Películas radiocrómica

Las películas radiocrómicas son un nuevo tipo de películas empleada para fines dosimétricos, que tiene una composición cercana a tejido equivalente y viene en varios modelos que difieren principalmente en el espesor y configuración del material activo y de su sustrato, la más usada es GafChromic esta tiene una composición de: H-9.0%, C-60.6%, N-11.2% y O-19.2%. Las características más importantes son su alta sensibilidad, linealidad, uniformidad, reproducibilidad (Podgorsark, 2003, p. 71).

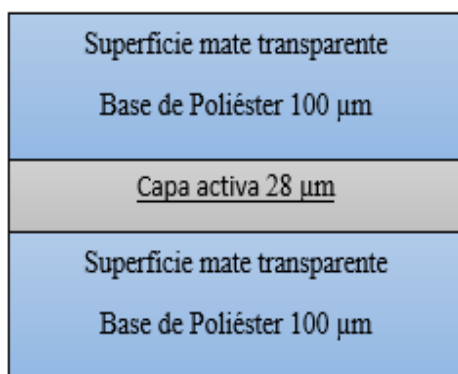


Figura 18-2: Estructura de GafChromic EEBT-3

Fuente: (FilmQAPro, 2018, p. 2)

Realizado por: Mendoza Victoria, 2019

2.9. Características generales de los detectores para campos pequeños según el TRS 483

Es necesario suponer que un detector utilizado para dosimetría en campos convencionales no funciona adecuadamente para trabajar en campos pequeños, se debe tomar en cuenta que no se tiene un detector ideal, por este motivo las características detalladas a continuación en la tabla 3-2 son muy importantes para la elección de los detectores adecuados (OIEA, 2017, pp. 64-65). La tabla 3-2 detalla las características de los detectores para campos pequeños propuesto por el código de practica el TRS-483.

Tabla 3-2: Características de los detectores para campos pequeños

Propiedad del detector	Direccionamiento	Descripción
Estabilidad	La respuesta del detector a corto plazo es mejor que el 0.1% para una dosis absorbida acumulada total.	La corrección de las inestabilidades a lo largo del tiempo puede hacerse siempre que el efecto sea consistente y que no se requiera re-calibración con frecuencia.
Linealidad de dosis	La linealidad es mejor que 0.1% en un rango de dosis absorbida. (Por ejemplo, 0.01–10 Gy).	
Linealidad de la tasa de dosis	Los aceleradores lineales clínicos generalmente funcionan a tasas de dosis promedio de 0.1 a 0.4 Gy/s; El detector es lineal siempre que tenga un 0.1% sobre el rango de operación del Linac.	El rango de tasas de dosis es típico para los haces WFF y FFF.
Dosis por linealidad de pulso.	La respuesta de un detector con una dosis cambiante por pulso permanece estable, cuando se tiene un 0.1% después de la corrección para la recombinación de iones.	Las dosis típicas por pulso en las condiciones de operación son 0.2 a 2.0 mGy por pulso.
Dependencia energética de respuesta del detector	El rango de energía útil de los detectores para campo pequeño es de ^{60}Co a 10 MV.	Un detector ideal se construye para ser independiente de la energía con coeficientes de interacción macroscópicos
Resolución espacial	La elección de un detector adecuado en términos de resolución espacial se basa generalmente en una compensación entre una alta relación de señal a ruido y un tamaño pequeño de dosímetro.	El requisito de resolución espacial está establecido por los gradientes en la cantidad a medir.
Tamaño del detector	El tamaño del detector es tal que la corrección del promedio de volumen no es superior al 5.0%.	
Orientación	La respuesta de un detector es idealmente independiente de la orientación del detector respecto a la viga.	Los detectores no tienen, en general, una respuesta isotrópica, y se requiere una corrección para explicar la respuesta angular.

Señal de fondo	Cualquier forma de fuga de señal que contribuya a aumentar las lecturas de fondo es al menos tres órdenes de magnitud inferior a la respuesta del detector por Gy.	La lectura de dosis cero de un detector afectará el límite de dosis baja del dispositivo y la relación señal/ruido.
Factores medioambientales	Corrección en toda la gama. Las condiciones de trabajo permiten reducir cualquier influencia a más del 0.3%	Las mediciones son idealmente independientes de los cambios de temperatura, presión atmosférica y humedad o se corrigen con precisión para estas cantidades de influencia.

Fuente: (OIEA, 2017, p. 64)

Realizado por: Mendoza, V. 2019

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Diseño de la Investigación

3.1.1. *Tipo y diseño de la investigación*

El presente Trabajo de Titulación es de tipo experimental, porque busca realizar la dosimetría de campos pequeños según el Reporte Técnico TRS N° 483 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), usando el micro colimador Apex montado en el acelerador lineal Synergy de la Unidad Técnica de Radioterapia del HCAM, con la finalidad de comparar los factores de salida proporcionados por la base de datos existente en la unidad de radioterapia mediante el método de corrección Daisy Channing con los factores de salida obtenidos mediante el TRS N° 483.

3.1.2. *Unidad de análisis*

La unidad de análisis son los diferentes factores de salida obtenidos mediante la utilización de los detectores para los diferentes tamaños de campos pequeños conformados por el micro colimador.

3.2. Población del estudio/muestra

3.2.1. *Población*

Para el desarrollo de la presente investigación se tomó como población de estudio los diferentes factores de salida, obtenidos por los diferentes tamaños de campo pequeños conformados por el micro colimador Apex, mediante la aplicación del reporte técnico (TRS-483) del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

Además, se tiene como población de estudio todos los detectores que tiene la Unidad Técnica de Radioterapia del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HCAM) empleados para dosimetría.

3.2.2. Muestra

La selección de la muestra son los factores de salida obtenidos en tamaños de campos menores a los 4 centímetros donde se tiene ausencia del equilibrio lateral de partículas cargadas como lo demuestra la bibliografía. Además, la selección de la muestra para los detectores se realizó de forma cualitativa en base a las características técnicas que debe poseer un detector para ser utilizado en dosimetría de campos pequeños, de todos los detectores que posee la Unidad Técnica de Radioterapia del HCAM se consideran detectores: tipo cámaras de ionización. El modelo de las cámaras de ionización son: CC01 S/N 12188 y CC13 S/N 12396.

En la tabla 1-3, se identifican las variables dependientes e independientes de la investigación y en la tabla 2-3 se presenta las combinaciones de las variables de la investigación.

Tabla 1-3: Identificación de las variables dependientes e independientes

<i>VARIABLE INDEPENDIENTE</i>	Energía del haz de radiación Unidades monitor Tamaños de campo Cámara de ionización
<i>VARIABLE DEPENDIENTE</i>	Factores de salida

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Tabla 2-3: Combinación de las variables de la investigación

Variables	Número de variable															
Cámara de ionización	CC01								CC13							
Tamaño de campo	a	b	c	d	e	f	g	h	a	b	c	d	e	f	g	h

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3. Equipamiento y montaje experimental

3.3.1. Acelerador lineal

Se utilizó el Linac Synergy de Elekta (Elekta Limited, 2008), que tiene potenciales nominales de aceleración de fotones de 6 MV/15 MV y posee energía de electrones de 4 MeV/18MeV, siendo todas con filtro aplanador (WFF). El colimador Multihojas tiene 80 láminas de 10 mm de espesor para un tamaño de campo máximo de 40 cm x 40 cm, y utiliza conos desde 5 mm hasta 50 mm.

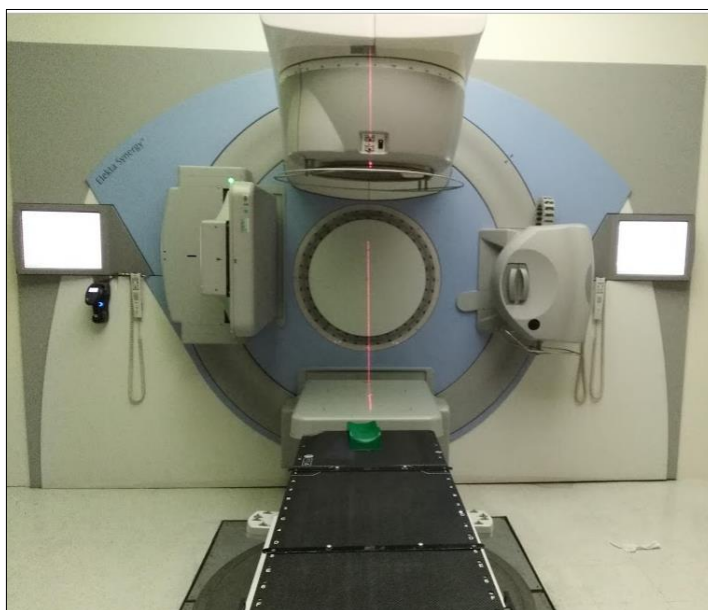


Figura 1-3: Acelerador lineal Synergy, de la Unidad Técnica de Radioterapia del HCAM

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.2. Micro colimador Apex

El micro colimador Apex de modelo Elekta Limited 2014, es un dispositivo de tercera generación de colimación incorporado en el acelerador lineal conformado por 56 pares de hojas de aleación de tungsteno distribuidas en dos bancos de hojas, con un espesor de 2.46 mm cada una. El tamaño de campo máximo en el eje Y= 120 mm y X=140 mm, con una exactitud en el posicionamiento de lámina de ± 0.58 mm (Center Oncology Elekta, 2014, pp. 1-10).

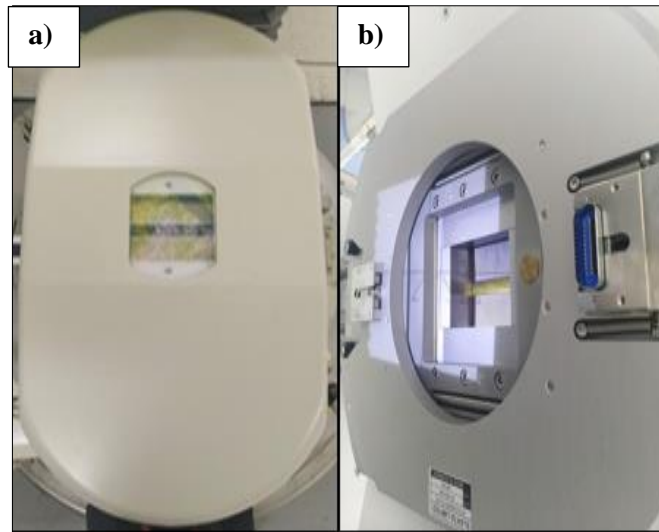


Figura 2-3: Micro colimador Apex

a) Vista superior b) Vista inferior

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.3. Montaje del micro colimador Apex en el Linac

Durante el proceso de montaje del micro colimador Apex en el Linac es necesario tener dos operadores: el primero debe encargarse del micro colimador y el segundo del posicionamiento del gantry, conjuntamente se debe verificar que el montaje del equipo este caminando de forma correcta.

Para todo proceso el acelerador lineal debe estar encendido y asegurarse que los paneles detectores estén completamente retraídos para girar el gantry a 180° y la mesa de tratamiento de forma perpendicular al gantry, asegurándose que no haya riesgo de colisión con el pórtico o con el dispositivo de adquisición de imágenes, luego quitar la protección táctil del acelerador digital y posteriormente rotar la cabeza del acelerador a 0° y remover el accesorio de bloqueo, teniendo en cuenta que el accesorio esté correctamente retirado como se muestra en la figura 3-3.

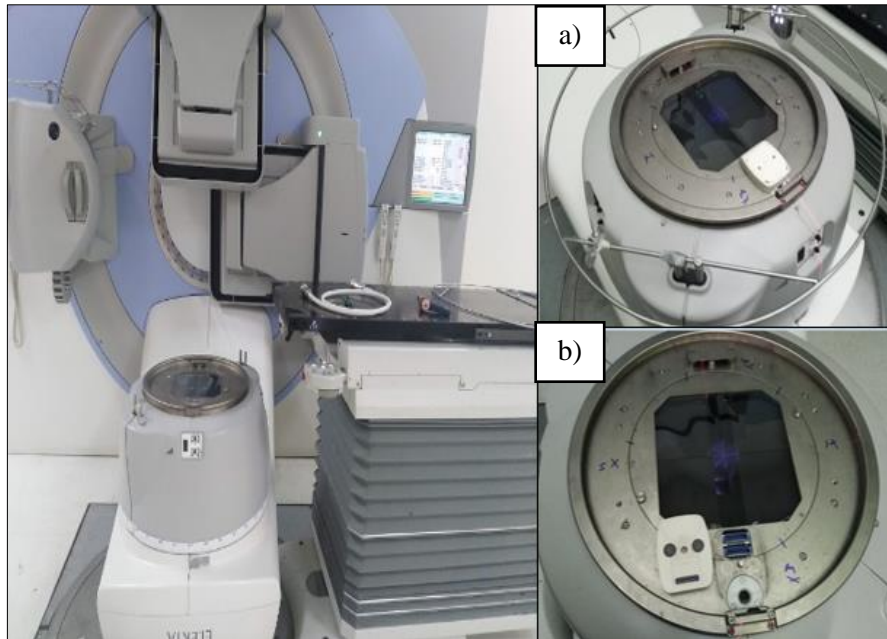


Figura 3-3: Posicionamiento del micro colimador Apex en el cabezal del LINAC

a) Colimador girado a 0 grados para la extracción de la protección táctil

b) Extracción de la protección táctil y del accesorio de bloqueo.

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Se debe verificar que las cuerdas de fijación del montacargas estén correctamente posicionadas en los ganchos de micro colimador Apex para elevarlo cuidadosamente del soporte, asegurándose que el centro del micro colimador Apex esté en la posición correcta para colocarlo sobre el colimador del Linac como se muestra en la figura 4-3.

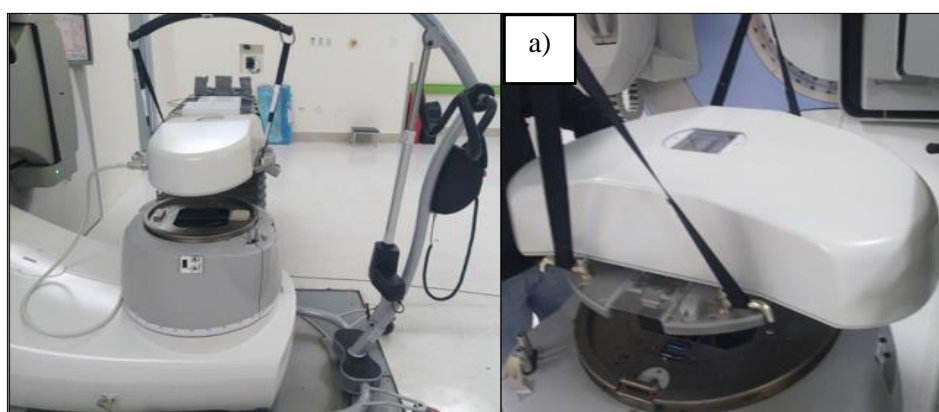


Figura 4-3: Colocación del micro colimador Apex en el colimador del Linac

a) Posición correcta de las cuerdas del montacargas en los ganchos del

Micro colimador Apex.

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Cuando el micro colimador Apex está montado en el colimador del Linac, se debe asegurar que el perno de la placa de fijación del mecanismo de bloqueo está en la dirección correcta para conectar utilizando el destornillador calibrado y apretar el perno de la placa de fijación como se muestra en la figura 5-3.

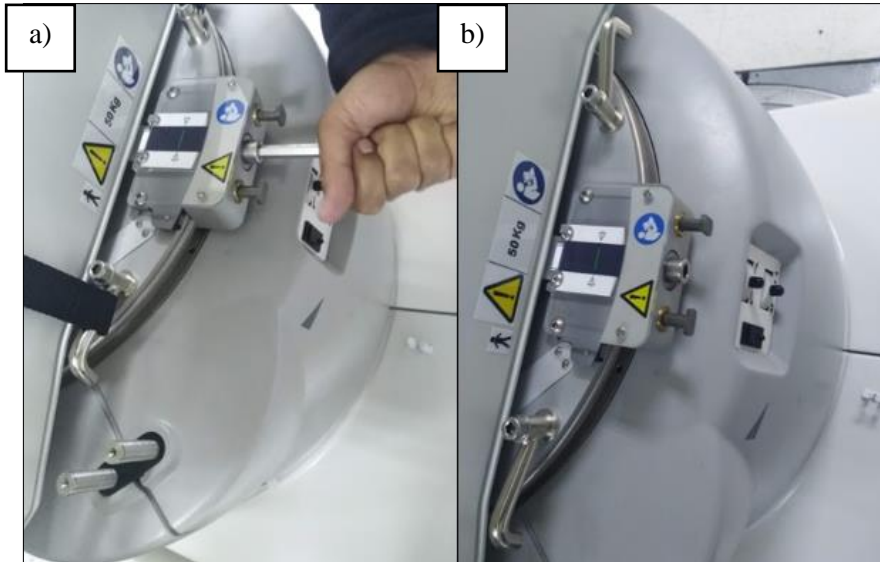


Figura 5-3: Aseguramiento del micro colimador Apex

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Conectar el cable cortó desde el micro colimador Apex al colimador del Linac teniendo en cuenta que los pines del cable estén en la forma correcta. Encender la consola del Apex y esperar que el inter look se encienda y se ponga en color azul. Finalmente girar el gantry a 0 grados y posicionar la mesa como se indica en la figura 6-3.



Figura 6-3: Montaje del Acelerador lineal con el micro colimador Apex

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.4. Detectores utilizados para campo pequeños

Los diferentes detectores utilizados para realizar la dosimetría de campos pequeños fueron proporcionados por la Unidad Técnica de Radioterapia del HECAM, los cuales son de marca IBA Dosimetry GmbH fabricados en Alemania: dos cámaras de ionización con sus respectivos detectores de referencia.

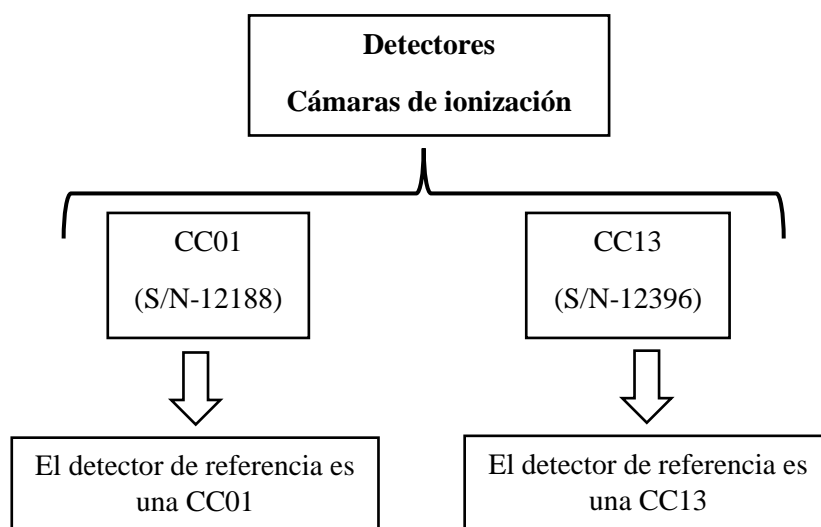


Figura 7-3: Detectores utilizados en el presente trabajo

Fuente: HECAM

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.4.1. Cámara de ionización tipo “Pin Point” CC01

La cámara de ionización tipo “Pin-Point” marca IBA modelo CC01 que se muestra en la figura 8-3, se emplea en el uso de dosimetría absoluta/relativa, tiene un volumen activo de 0.01 cm^3 y una sensibilidad aproximada de $4 \times 10^{-10} \text{ C/Gy}$, con una alta resolución espacial (IBA Dosimetry, 2013, pp. 11-13).



Figura 8-3: Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC01 IBA

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.4.1.2. Cámara de ionización tipo “Pin Point” CC13

La Cámara de ionización tipo “Pin-Point” IBA CC13 S/N 12396 que se muestra en la figura 9-3, se emplea en el uso de dosimetría absoluta/relativa de haces de electrones y fotones en diferentes medios como el aire, fantoma sólidos o de agua, tiene un volumen activo de la cámara de 0.13 cm³ y una sensibilidad de 3.8 x 10⁻⁹ C/Gy (IBA Dosimetry , 2008, pp. 3-6)



Figura 9-3: Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC13 IBA

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En la tabla 1-3, se describe las principales características de las cámaras de ionización modelo CC01 y CC13.

Tabla 3-3: Características operacionales y técnicas más relevantes de los detectores

MODELO	CC01	CC13
Tipo	Cámara de ionización	Cámara de ionización
Volumen sensible	0.01 cm ³	0.13 cm ³
Sensibilidad	4 x 10 ⁻¹⁰ C/Gy	3.8 x 10 ⁻⁹ C/Gy

Voltaje de polarización	$\pm 300 V$	$\pm 300 V$
Lectura	Tiempo real	Tiempo real
Energía de calibración	^{60}Co hasta 50 MV Exterior: Sonka C552 Interior: Acero	^{60}Co hasta 50 MV Shonka C-552
Material Electrodo		
Longitud total	60 mm	48 mm
Corriente de fuga	$\pm 7.5 \times 10^{-16} A$	$\leq \pm 4 \times 10^{-15} A$

Fuente: (IBA Dosimetry , 2008) (IBA Dosimetry, 2008)

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.5. *Fantoma*

El fantoma es el Blue Phantom 2, fabricado por la empresa IBA que es una estructura plástica que se llena con agua, tiene un volumen de 48 cm^3 y una superficie lateral de buildup de 5 cm, cuenta con un sistema de posicionamiento móvil donde se coloca el holder (receptáculo), para posteriormente ubicar el detector con la ayuda del Software OmniPro Accept v7.4 conjuntamente con el CCU (Common Control Unit) que controla los movimientos del sistema, permitiendo posicionar el detector de manera precisa en cualquier punto del tanque y a la vez realizar barridos de manera vertical y sobre planos perpendiculares al haz de radiación en cualquier profundidad. Adicionalmente el Software OmniPro Accept es usado para analizar, procesar y almacenar los datos y curvas obtenidas en la dosimetría realizada (Elekta limited, 2011).

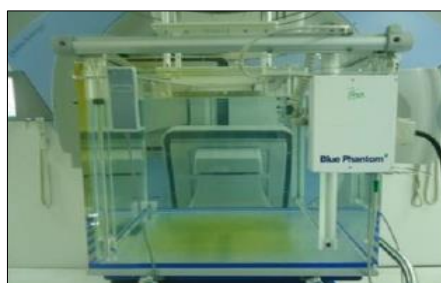


Figura 10-3: Fantoma Blue Phantom 2

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.6. Posicionamiento del detector en el Blue Phantom2

El posicionamiento del detector en el Blue Phantom2 se llevara a cabo bajo el siguiente procedimiento: Primero se coloca al Blue Phantom2 correctamente en el centro del campo del acelerador, haciendo coincidir la sombra de las líneas que indican la dirección inline y crossline con la cruz del fondo del tanque y se verificara que este correctamente nivelado. Segundo se procede a llenar el tanque con agua desde el reservorio hasta la superficie del mismo. Tercero se procede a colocar el detector de referencia y el detector de escaneo en las posiciones correspondientes como se detallara a continuación dependiendo de los tamaños de campo utilizados.

Antes de poner en uso el sistema de escaneo se realizara un pequeño control de calidad para confirmar que los desplazamientos del brazo donde se encuentra el detector de escaneo sea el correcto y acordes con lo programado en el software controlador del fantoma que funciona conjuntamente con el CCU el cual tiene la función de electrómetro y controla los movimientos del brazo del fantoma.

Para la adquisición de las medidas los detectores de escaneo son: dos cámaras de ionización cilíndricas CC01, CC13, con su respectivo detector de referencia que debe ser una cámara de ionización. Los detectores de referencia son colocados en el cabezal del acelerador.

Para la colocación de los detectores de escaneo en el fantoma se utilizara los holders de plástico con la finalidad de fijar correctamente los detectores evitando así movimientos inesperados, para el posicionamiento del detector de escaneo en la superficie del agua se debe tomar en cuenta el volumen activo del mismo con su respectivo punto efectivo de medida, que se obtiene de las especificaciones del fabricante.

Cuando el detector de escaneo se encuentra en la superficie del agua se procede a ubicarlo en el eje central del acelerador, para el caso de las cámaras de ionización cilíndricas se utilizará el capuchón el cual tiene una cruz. Una vez llegada a la posición correcta, se guarda está en el software como posición cero para que sea el punto de partida de los futuros movimientos de escaneo, se debe tener mucha precaución cuando se trabaja con las cámaras de ionización debido a su alto voltaje, las conexiones se realizarán con cable triaxiales en buen estado para evitar la corriente de fuga.

3.3.7. *Electrómetro*

El electrómetro del fabricante IBA modelo DOSE 1 es un dispositivo que amplifica y permite medir cargas generadas en el volumen activo de la cámara, trabaja con voltajes de entre 0 y 600 V, con polaridad positiva y negativa, presenta lecturas en carga, dosis y tasa de dosis con unidades de nC, mGy, mGy/s.



Figura 11-3: Electrómetro de la Unidad Técnica de Radioterapia de HCAM

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.8. *Equipos utilizados para la medición de presión y temperatura*

En la figura 12-3 se ilustra el barómetro marca Lufft fabricado en Alemania, modelo C300, tiene una resolución de 0.1 hPa para el rango de presiones medidas, el termómetro de mercurio REG.TM hecho en Francia mide en grados centígrados y la extensión de cable de 18 m. Todos los cables utilizados cuentan con conectores triaxiales para garantizar una fuga mínima de corriente

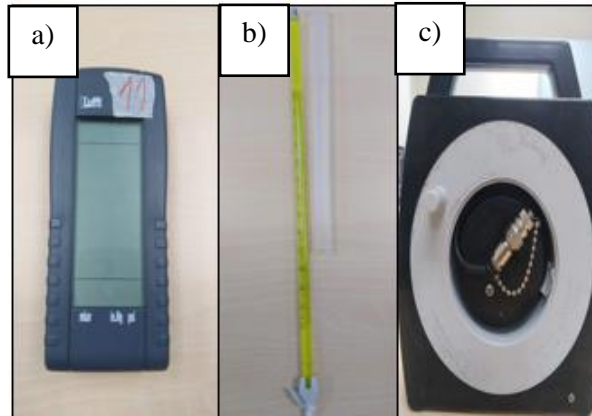


Figura 12-3: a) Barómetro, b) Termómetro y c) Cables

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.3.9. Software

El OmniPro Accept 7.1^a se utiliza para analizar con precisión y manejar la distribución de la dosis de medición con fines de control de calidad, además para la calibración de dispositivos de radiación, como datos de entrada a los sistemas de planificación de tratamiento, pruebas de aceptación, ajuste de haz y en investigación (IBA Dosimetry, 2010, p. 7)

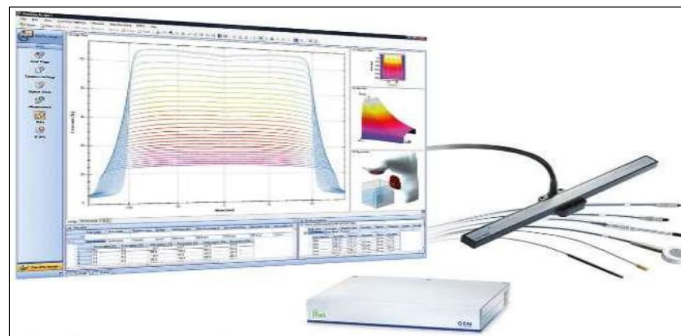


Figura 13-3: OmniPro 7.4

Fuente: (IBA Dosimetry, 2010, p. 8)

3.4. Métodos

El presente trabajo se llevó a cabo en la Unidad Técnica de Radioterapia del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín, empleando el equipamiento e instrumentación mencionado anteriormente. Para la obtención de los datos dosimétricos se irradiará los distintos detectores

posicionados en un fantoma de agua con energía de 6 MV del acelerador lineal Synergy instalado en el servicio. Todos los instrumentos cuentan con certificados de calibración que confirman que pasaron por un control de calidad antes de realizar cualquier tipo de experimentación, lo cual permitió validar su correcto funcionamiento obteniendo datos reales y certeros con cierto valor de incertidumbre.

Para lograr los objetivos propuestos en este trabajo, se realizaron mediciones dosimétricas para la determinación de los factores de salida de campo ($\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$) con los distintos detectores en los diferentes tamaños de campo pequeños, aplicando el protocolo TRS-483.

3.4.1. Pruebas Mecánicas

3.4.1.1. Calibración del gantry

El sensor de gantry debe calibrarse cada vez que se conecta el micro colimador Apex porque el último valor no se guarda cuando se apaga el sistema. También debe calibrarse si el sistema detecta una diferencia de más de 0.3 grados entre el sensor del gantry y la posición correcta del mismo (Elekta limited, 2011).

Para calibrar el sensor del gantry se debe hacer clic en el botón de calibración del gantry en el panel como se ilustra en la figura 14-3, en el área de imagen gráfica (b) para observar el ángulo del gantry durante la calibración del mismo. Esto se debe realizar girando el gantry desde 360 grados a 10 grados, asegurándose que pase por 0 grados.

La figura 14-3 muestra la ventana de interfaz gráfica del sistema Apex donde podemos observar los iconos de a) Calibración de gantry, b) Área de imagen gráfica para la angulación del gantry, c) Área gráfica del estatus de las hojas y d) Estatus del gantry.

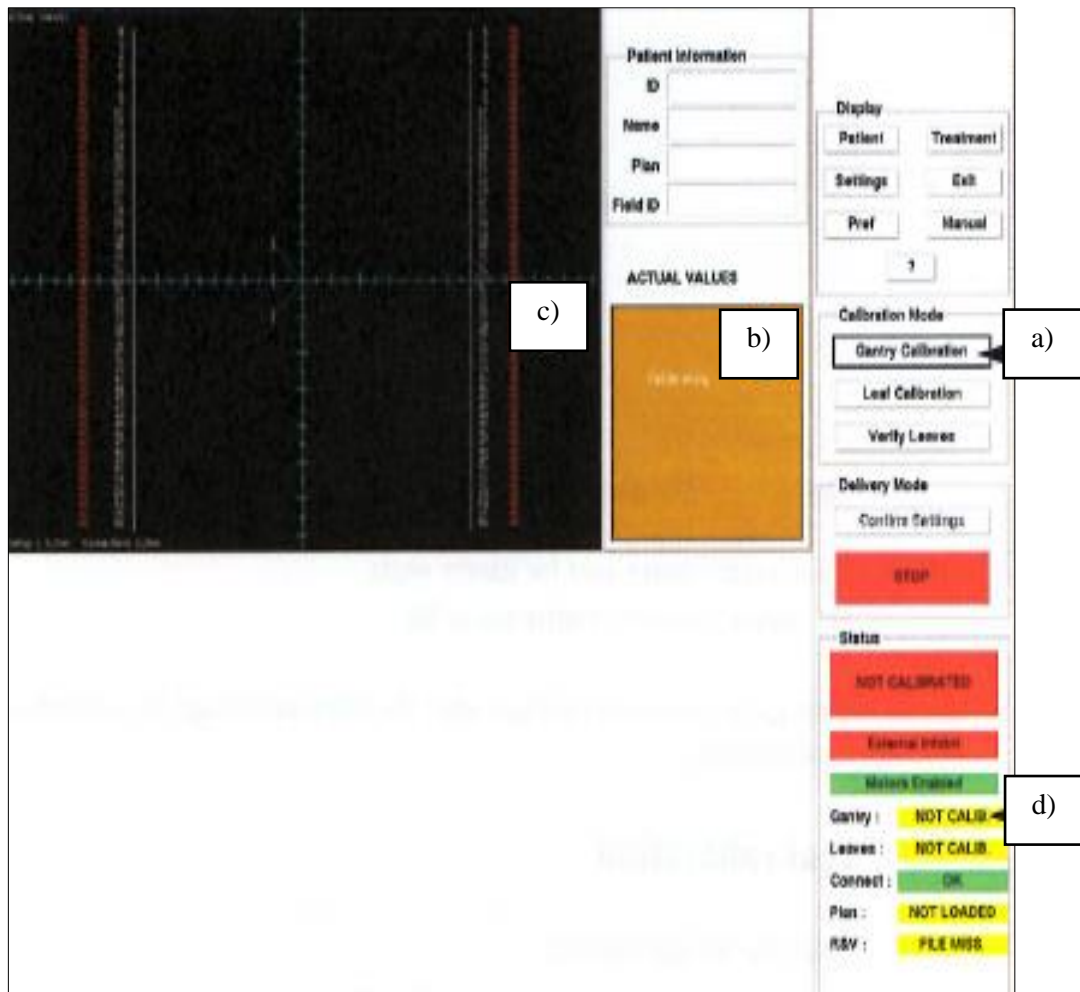


Figura 14-3: Ventana de interfaz gráfica del sistema Apex

Fuente: (Elekta limited, 2011, p. 46)

La figura 15-3 muestra cómo se deshabilitan el icono de calibración del gantry después de realizar el proceso anteriormente mencionado donde podemos observar que a) Área de imagen gráfica para la angulación del gantry está indicado la posición del mismo y b) Estatus del gantry OK

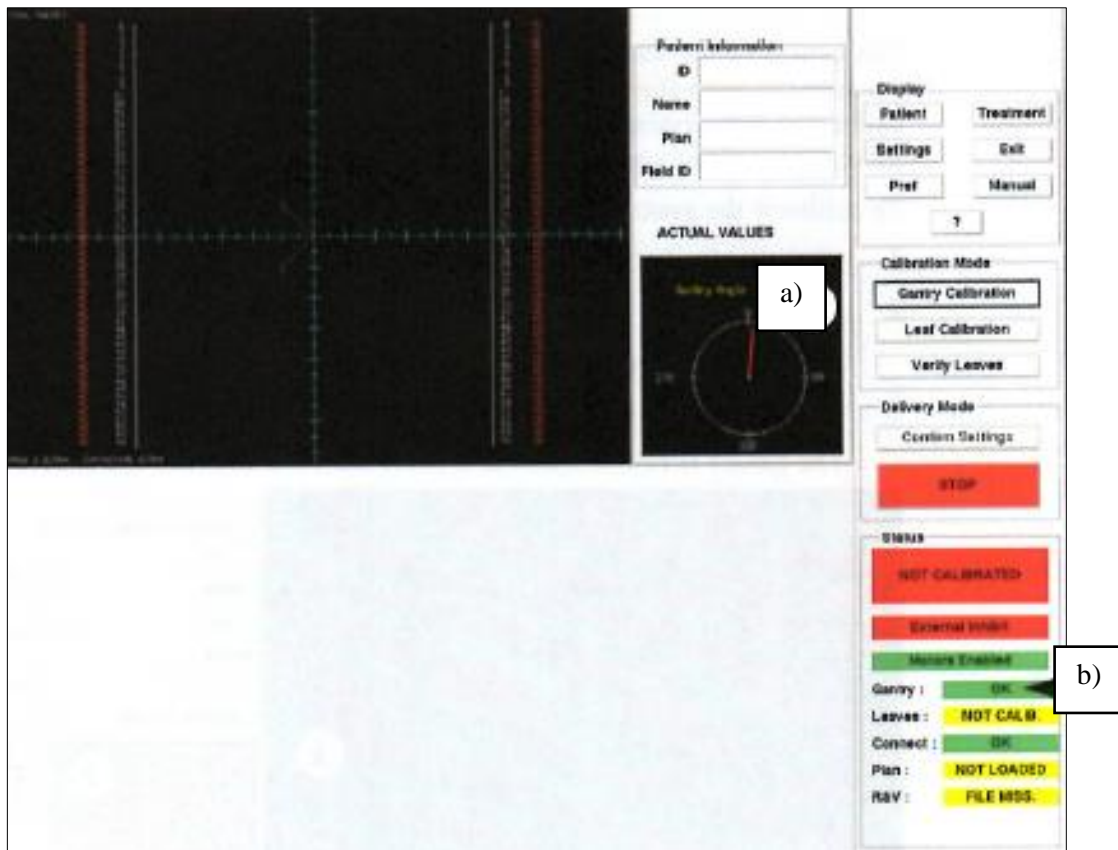


Figura 15-3: Ventana de interfaz gráfica del sistema Apex OK

Fuente: (Elekta limited, 2011, p. 46)

3.4.1.2. Calibración de las hojas

La calibración de las hojas se debe realizar después de la calibración del gantry, cuando las hojas no están calibradas y en el software muestra el estado de no calibrado se debe a que existe una condición de falla que hace que las posiciones de las hojas sean incorrectas si se producen frecuentes errores en la posición de las hojas (Elekta limited, 2011, p. 47).

El procedimiento de calibración para el motor de las hojas empieza con la verificación del gantry en 0 grados, asegurando que se haya presionado el botón de habilitación de motores en la consola remota, luego se habilita los motores “Motors enable” y se selecciona “Yes” para que el banco de hojas se muevan en una posición abierta e inicie la calibración automática como se muestra en la figura 16-3.

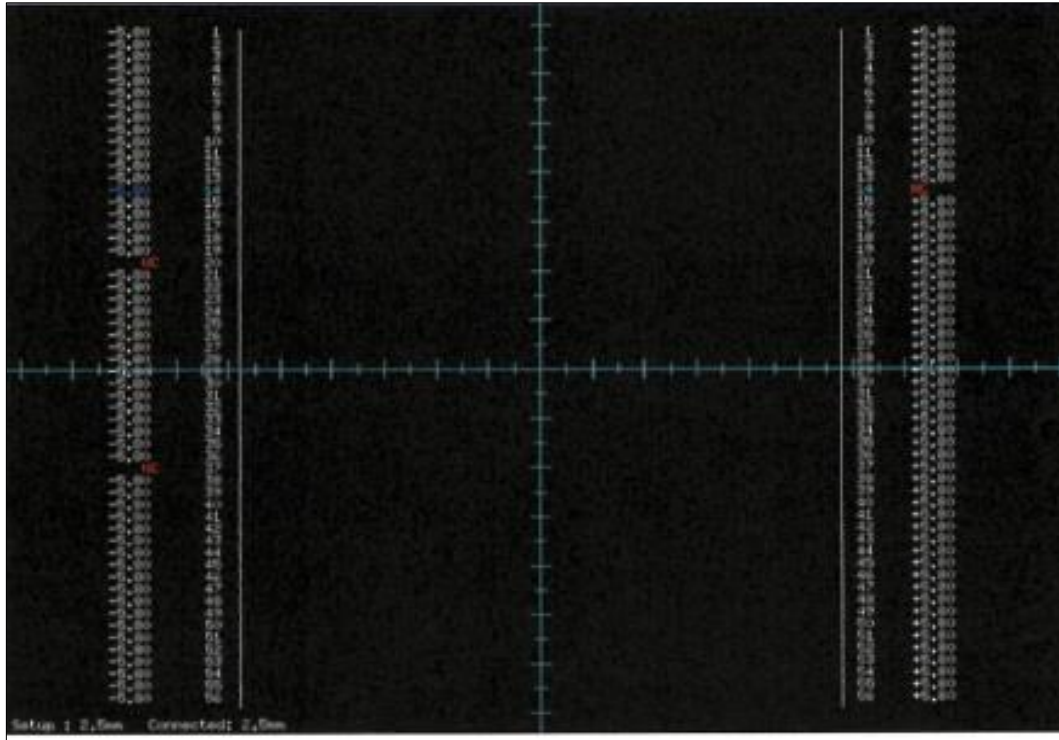


Figura 16-3: Calibración de las hojas del micro colimador Apex

Fuente: (Elekta limited, 2011, p. 47)

3.4.2. Pruebas Dosimétricas

3.4.2.1. Factores de salida de campo

Los factores de campo se calcularán para un potencial de aceleración el cual es de 6 MV, con cada uno de los detectores en los diferentes tamaños de campo. La DFS se mantiene constante (DFS=90 cm), al igual que la profundidad de 10 cm en agua, se verifica la posición del detector y se despolariza las cámaras para proceder a retirarlas con la finalidad de conectar el detector de campo correspondiente para el electrómetro Dose 1, utilizado para las mediciones absolutas como se muestra en la tabla 2-3 .

Tabla 4-3: Condiciones experimentales de la investigación

Condiciones experimentales		Características
Haz de radiación		6 MV
DFS (Distancia Fuente Superficie)		90 cm
Profundidad		10 cm
Tamaños de campo en el isocentro definidos por el micro colimador		0.49 cm x 0.49 cm
		0.98 cm x 0.98 cm
		1.48 cm x 1.48 cm
		1.97 cm x 1.97 cm
		2.95 cm x 2.95 cm
		4.92 cm x 4.92 cm
		6.89 cm x 6.89 cm
	9.84 cm x 9.84 cm	
Detector de referencia		CC01/CC13
Detector de campo		CC01/CC13
Ángulo del gantry		0 grados
Ángulo de rotación del colimador		270°
Modo de adquisición	Paso a paso con un tamaño de paso de 1 mm	
Velocidad de escaneo	mínima 3 mm/s	

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Con la finalidad de que los cálculos sean lo más exactos posibles, se toman cinco lecturas de colección de carga y se trabaja con el valor medio de estas para cada tamaño de campo, como se muestra en la tabla 3-3. Las unidades monitor serán de 200 UM para todos los casos con presión y temperatura constante.

Tabla 5-3: Representación de la toma de datos

NÚMERO DE LECTURAS DE CARGAS	CC01	CC13
1	X	X
2	X	X
3	X	X
4	X	X
5	X	X
PROMEDIO	X	X

Realizado por: Mendoza, V. 2019

3.4.3. *Diseño de la adquisición de los datos*

En la tabla 4-3 se detalla la forma de ordenamiento de los datos que se obtendrán al realizar la dosimetría de campos pequeños como son los Factores de salida de campos pequeños, utilizando los diferentes detectores que cuenta la Unidad Técnica de Radioterapia del HECAM los cuales son dos cámaras de ionización modelos: CC01 y CC13 ubicados en diferentes tamaños de campo conformados por el micro colimador Apex.

Tabla 6-3: Descripción de la recolección de datos dosimétricos de campos pequeños

Detector	Tamaño de Campo (mm)	Factor de Salida
CC01	0.49 cm x 0.49 cm	X
	0.98 cm x 0.98 cm	X
	1.48 cm x 1.48 cm	X
	1.97 cm x 1.97 cm	X
	2.95 cm x 2.95 cm	X
	4.92 cm x 4.92 cm	X
	6.89 cm x 6.89 cm	X
	9.84 cm x 9.84 cm	X
CC13	0.49 cm x 0.49 cm	X
	0.98 cm x 0.98 cm	X
	1.48 cm x 1.48 cm	X
	1.97 cm x 1.97 cm	X
	2.95 cm x 2.95 cm	X
	4.92 cm x 4.92 cm	X
	6.89 cm x 6.89 cm	X
	9.84 cm x 9.84 cm	X

Realizado por: Mendoza, V. 2019.

3.5. Corroboración de la hipótesis

Al obtener los factores de salida mediante la dosimetría de campos pequeños utilizando el TRS-483, con el micro-colimador Apex montado en el acelerador lineal Synergy, se comparó que dichos factores de salida no discrepan con el método de corrección Daisy Channing implementado desde el 2016 en la unidad de radioterapia del Hospital Especialidades Carlos Andrade Marín IESS-Quito

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se presentan y analizan los resultados de las mediciones realizadas, en la primera parte se presentan los resultados de los factores de salida por el método de corrección Deisy Chaining, en la segunda parte se presentan los factores de salida $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ obtenidos por el TRS-483 con las dos cámaras de ionización, en la tercera parte se presenta la comparación de los factores de salida mediante los dos métodos y en la última parte se analizan las curvas de PDDs obtenidos para los diferentes tamaños de campo por la CC01.

4.1. Análisis de los factores de salida mediante el método de corrección Daisy Chaining

En la tabla 1-4 y gráfica 1-4 se muestran los factores de salida de campo S_t obtenidos por la cámara de ionización CC01 aplicando el método de corrección Daysi Chaining, para todas las medidas el error estándar fueron menores de 0.1%.

El método de corrección Daisy Chaining como se menciona en la sección 2.7 busca realizar una normalización cruzada entre las medidas del detector empleado (CC01) y las del detector estándar (CC13) para tamaños de campo pequeño, intermedio y grande. Como podemos ver los factores de salida obtenidos S_t , para el tamaño de campo más pequeño (0,49 cm x 0,49 cm) es de 0.4268, para el campo intermedio (4.92 cm x 4.92 cm) se tiene el S_t de 0.9219 y para el tamaño de campo convencional es de 0.9992.

Finalmente, podemos decir que los factores de salida S_t incrementan a medida que el tamaño de campo incrementa, este comportamiento es completamente esperado en haces de 6 MV, debido a una menor cantidad de fotones dispersados en el cabezal y el fantoma que contribuyen a la dosis absorbida en la posición del detector, como la bibliografía lo respalda.

Tabla 1-4: Factores de salida empleando el método de corrección Daisy Chaining

TC(cm)	S_t
0,49x0,49	0,4268
0,98x0,98	0,67007
1,48x1,48	0,7503
1,97x1,97	0,8061
2,95x2,95	0,8637
4,92x4,92	0,9219
6,89x6,89	0,9597
9,84x9,84	0,9992
11,32x11,32	1,015
13,7x11,6	1,0236

Realizado por: Mendoza, V. 2019

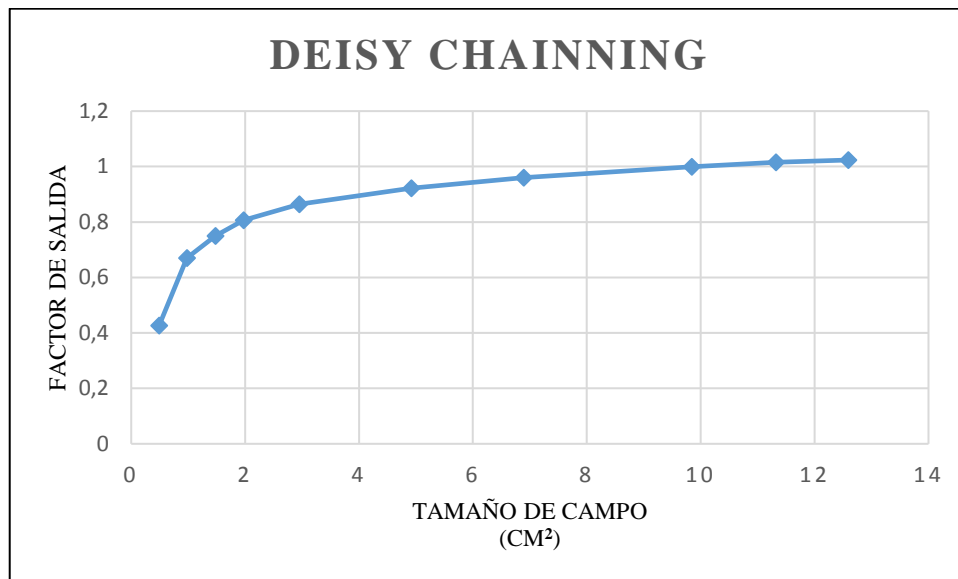


Gráfico 1-4: Factores de salida obtenidos mediante el método de corrección Daisy Chaining

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En la gráfica 2-4 podemos observar la distribución de los factores de salida mediante el método de corrección Daisy Chaining en los tamaños de campo inferiores a 4,92 cm x 4,92 cm.

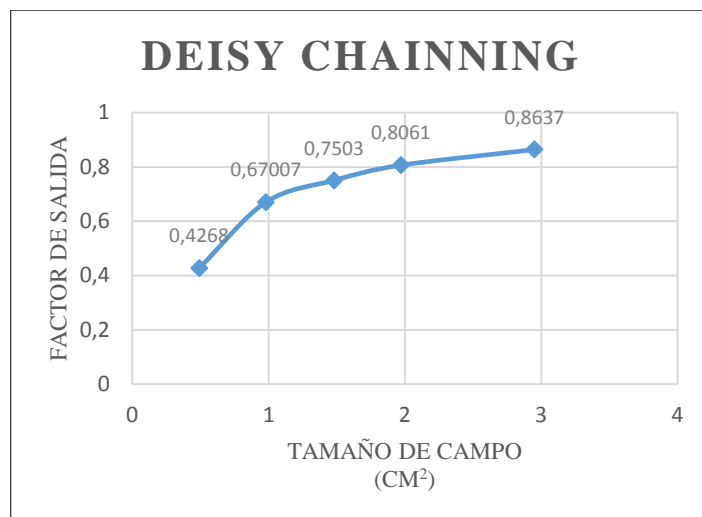


Gráfico 2-4: Factores de salida inferiores a 4,92 cm x 4,92 cm

Realizado por: Mendoza, V.2019

4.2. Análisis de los factores de salida mediante el reporte técnico 483 del Organismo Internacional de Energía Atómica.

En la tabla 2-4 y gráfica 3-4 se muestran los factores de salida de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ obtenidos por la cámara de ionización CC01 aplicando el reporte técnico 483, para todas las medidas las incertidumbres estándar fueron de 0.03%

El factor de corrección son proporcionados por el reporte técnico 483, específicamente para cada tamaño de campo y detector, como podemos observar en el tabla 2-4 no contamos con los factores de corrección para tamaños de campo de 0.49 cm x 0.49 cm; 4.92 cm x 4.92 cm; 6.89 cm x 6.89 cm y 11.32 cm x 13.7 cm. Por este motivo se trabajó con los factores de salida con la aplicación del factor de corrección.

Tabla 2-4: Factores de salida obtenidos mediante el TRS-483 para CC01

Detector	TC(cm)	Lectura (C)	Factor de corrección	Factor de salida sin el factor de corrección	Factor de salida con el factor de corrección
CC01	0,49x0,49	1,5914	-	0,397730681	-
CC01	0,98x0,98	2,4842	1,018	0,620863741	0,632039288
CC01	1,48x1,48	2,8026	1,011	0,700439868	0,708144707
CC01	1,97x1,97	2,9885	1,009	0,74690093	0,753623038
CC01	2,95x2,95	3,2222	1,008	0,805308407	0,811750875
CC01	4,92x4,92	3,5464	-	0,8863341	-

CC01	6,89x6,89	3,8888	-	0,971908427	-
CC01	9,84x9,84	4,0012	1	1	1

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En el Gráfico 3-4 en la sección (a) podemos observar el comportamiento de los factores de salida con y sin el factor de corrección de color rojo y verde respectivamente en los diferentes tamaños de campo y en la sección (b) podemos observar una ampliación de los factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm de color celeste sin factor de corrección y anaranjado con factor de corrección.

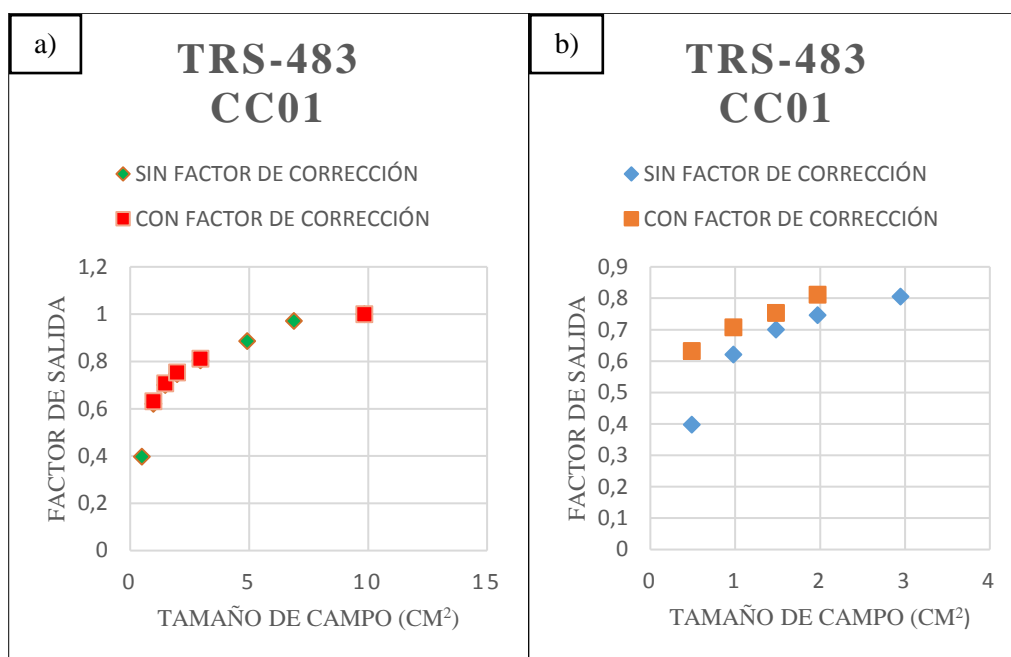


Gráfico 3-4: (a) Factores de salida con y sin factor de corrección y

(b) Factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En la tabla 3-4 y gráfica 4-4 se muestran los factores de salida de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ obtenidos por la cámara de ionización CC13 aplicando el reporte técnico 483, para todas las medidas el error estándar fueron de 0.02%. Es bien sabido que la cámara de ionización CC13 no está diseñada para realizar dosimetría de campos pequeños su mayor limitante es su volumen sensible grande (0,13 cm³), sin embargo, se decidió utilizarla para conocer los errores que pueden introducir su uso en la determinación de los factores de salida del campo para tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm existe una discrepancia del 40%.

El factor de corrección son proporcionados por el reporte técnico 483, específicamente para cada tamaño de campo y detector, como podemos observar en el tabla 3-4, no contamos con los factores de corrección para tamaños de campo de 0,49 cm x 0,49 cm; 0,98 cm x 0,98 cm; 4,92 cm x 4,92 cm; 6,89 cm x 6,89 cm y 11,32 cm x 13,7 cm. Por este motivo se trabajó con los factores de salida con la aplicación del factor de corrección.

Tabla 3-4: Factores de salida obtenidos mediante el TRS-483 para CC13

Detector	TC (cm)	Lectura (C)	Factor de corrección	Factor de salida sin el factor de corrección	Factor de salida con el factor de corrección
CC13	0,49x0,49	-	-	-	-
CC13	0,98x0,98	2,6574	-	0,603323798	-
CC13	1,48x1,48	3,2664	1,03	0,741588339	0,76383599
CC13	1,97x1,97	3,536	1,009	0,802797076	0,810022249
CC13	2,95x2,95	3,77	1,001	0,855923353	0,856779276
CC13	4,92x4,92	4,0476	-	0,918948372	-
CC13	6,89x6,86	4,216	-	0,957181129	-
CC13	9,84x9,84	4,4046	1	1	1

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En el Gráfico 4-4 en la sección (a) podemos observar el comportamiento de los factores de salida con y sin el factor de corrección de color anaranjado y celeste respectivamente en los diferentes tamaños de campo y en la sección (b) podemos observar una ampliación de los factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm de color celesta sin factor de corrección y naranjado con factor de corrección.

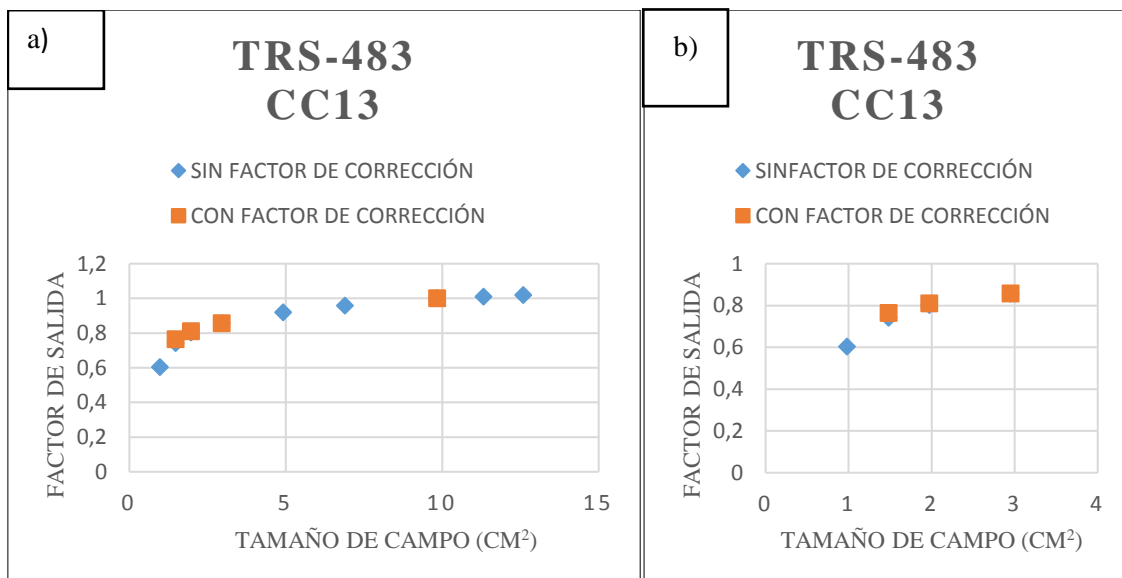


Gráfico 4-4: (a) Factores de salida con y sin factor de corrección y

(b) Factores de salida en tamaños de campo menores a 4,92 cm x 4,92 cm

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Para el cálculo de los factores de salida de campo, se utilizó la metodología descrita en la sección 2.7.2.3. En el gráfico 5-4 se presenta los factores de salida calculados en base a las lecturas de carga de las dos cámaras de ionización, donde se observan dos curvas, la primera de color celeste: son los factores de salida con la cámara de ionización CC13 y la segunda de color anaranjado: son los factores de salida con la cámara de ionización CC01. En el primer caso se observó una inconsistencia la CC13 no responde apropiadamente para el tamaño de campo más pequeño, es decir no tenemos el factor de salida en ese tamaño de campo, esto es congruente con el diseño de la cámara.

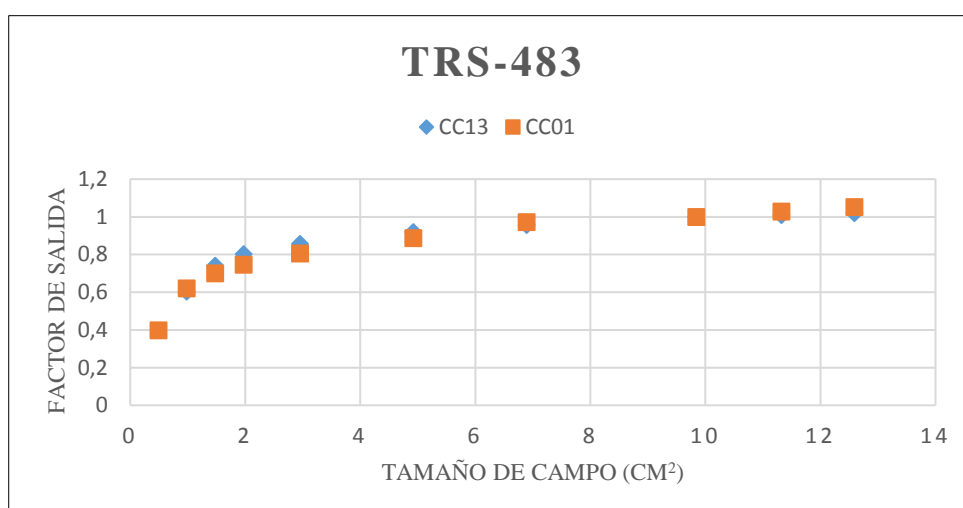


Gráfico 5-4: Factores de salida en función del tamaño de campo para dos cámaras de ionización

Realizado por: Mendoza, V. 2019

4.3. Análisis comparativo de los dos métodos

En el gráfico 6-4 se presenta los factores de salida calculados en base a las lecturas de carga de las dos cámaras de ionización mediante los dos métodos anteriormente estudiados, y el propuesto por el Organismo Internacional de Energía Atómica TRS-483. Donde se observan tres curvas, la primera de color celeste que representa los factores de salida mediante el método de corrección Daisy Chaining, la segunda de color anaranjado que representa los factores de salida obtenidos por con la cámara de ionización CC01 mediante el TRS-483 y la tercera curva de color verde que representa los factores de salida obtenidos por con la cámara de ionización CC13 mediante el TRS-483.

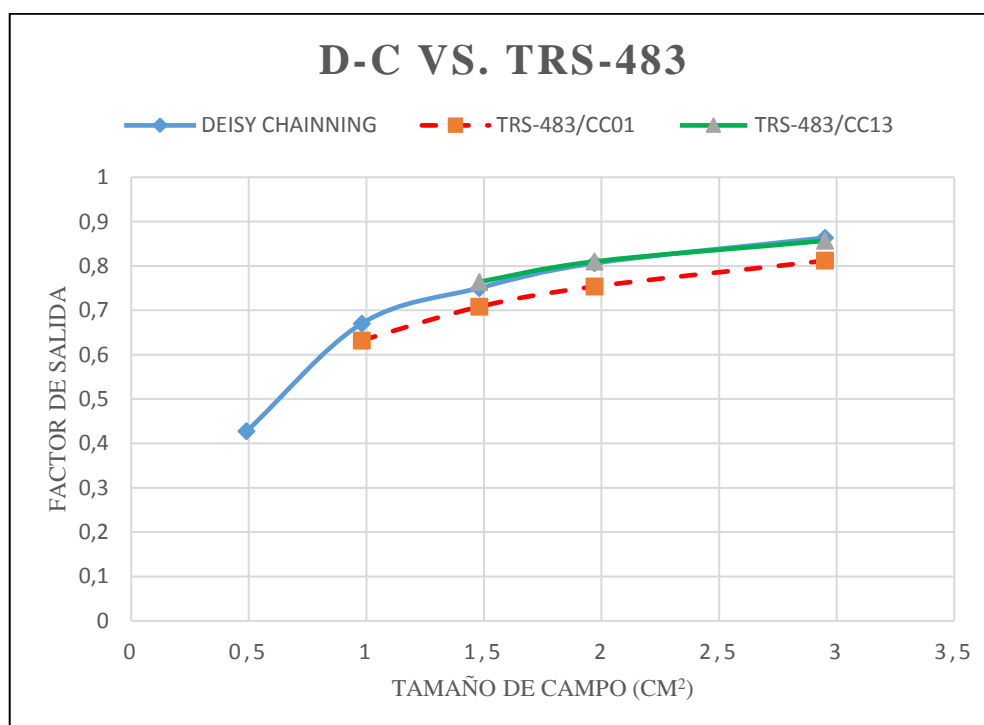


Gráfico 6-4: Representación de los factores de salida con las dos técnicas

Realizado por: Mendoza, V. 2019

Finalmente podemos decir que los dos métodos no sobrepasan el error estándar de 1%, esto quiere decir que no existe una variabilidad en los dos métodos sobre todo cuando se trabaja con la cámara de ionización modelo CC01.

4.4. Análisis de los PDDs

El gráfico 7-4 muestra curvas PDD obtenidas con la cámara de ionización modelo CC01, para tamaños de campo 9,84 cm x 9,84 cm; 6,89 cm x 6,89 cm; 4,92 cm x 4,92 cm. Con estos tamaños de campo, las curvas se visualizan según el comportamiento esperado.

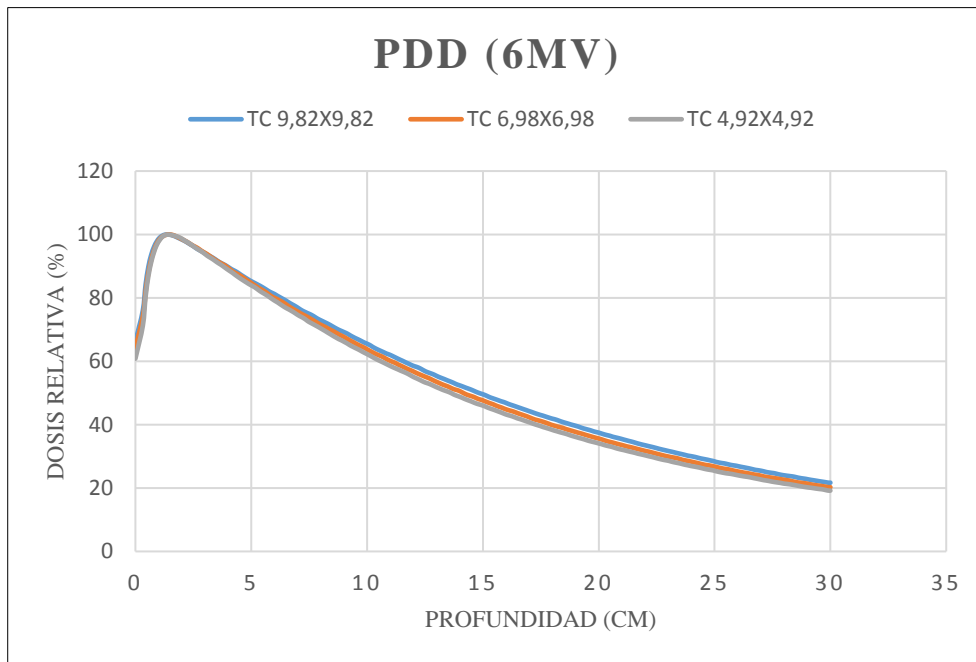


Gráfico 7-4: Curvas de PDD para tamaños de campo mayores a 4,92 cm x 4,92 cm

Realizado por: Mendoza, V. 2019

En el gráfico 8-4 se muestra las configuraciones de tamaños de campo menores, se trazan las curvas de porcentaje de dosis a profundidad donde podemos ver que en una profundidad de 1.55 cm existe la mayor cantidad de dosis, correspondientes a tamaños de campo de: 1.48 cm x 1.48 cm; 0.98 cm x 0.98 cm; 0.49 cm x 0.49 cm.

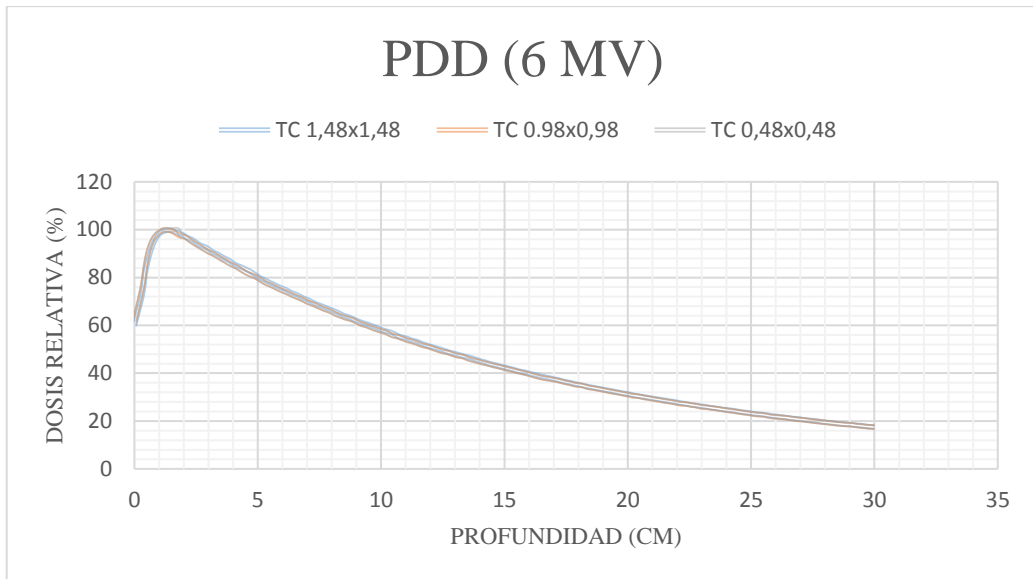


Gráfico 8-4: Curvas de PDD para tamaños de campo menores a 1,48 cm x 1,48 cm

Realizado por: Mendoza, V. 2019

CONCLUSIONES

- El detector adecuado para realizar dosimetría de campos pequeños en la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín es la cámara de ionización modelo CC01 por tener un volumen sensible de 0.01 cm^3
- Se obtuvieron los factores de salida con las dos cámaras de ionización; con la CC01 son los siguientes valores: 0.63, 0.70, 0.75, 0.81 para los tamaños de campo de 0.98 cm^2 , 1.48 cm^2 , 1.97 cm^2 , 2.95 cm^2 respectivamente y con la CC13 son los siguientes valores 0.76, 0.81, 0.85 para los tamaños de campo correspondientes a 1.48 cm^2 , 1.97 cm^2 , 2.95 cm^2 respectivamente. Cabe mencionar que con la CC13 no se obtuvieron los valores para el tamaño de campo más pequeño debido volumen sensible de 0.13 cm^3 .
- Se evaluó los diferentes factores de salida proporcionados por las dos cámaras de ionización dando como resultado que en los dos casos se manejó los diferentes factor de corrección para ciertos tamaños de campo menores a 2.95 cm^2 con un error estándar de 0.03% y 0.02% correspondientes a la CC01 y CC13 respectivamente.
- Se comparó los resultados obtenidos mediante el reporte técnico 483 y el método de corrección Daisy-Chaining dando como resultado que los dos tienen correspondencia en la obtención de los factores de salida con un margen de error menor al 1%.

RECOMENDACIONES

- Aplicar la metodología propuesta en este trabajo para la obtención de factores de salida para tamaños de campos pequeños de radiación con la conformación de un haz de radiación utilizando un micro-colimador Apex.
- Utilizar un mayor número de detectores a medida de lo posible en los diferentes lugares de investigación.
- Contar con los equipos calibrados, para tener resultados confiables.

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina
CPE	Equilibrio de Partículas Cargadas
DC	Método de corrección Deisy Channing
DFS	Distancia Fuente Superficie
FWHM	Ancho total a mitad de la altura
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagen
IMRT	Radioterapia de Intensidad Modulada
LCPE	Equilibrio de Partículas Cagadas Laterales
LINAC	Acelerador Lineal
MC	Código Montecarlo
MLC	Colimador Multiláminas
PDD	Porcentaje de Dosis a Profundidad
SRBT	Radioterapia corporal Estereotáctica
SRS	Radioterapia Estereotáctica
TLD	Dosímetro termoluminiscente
TPS	Sistema de Planificación de Tratamiento

BIBLIOGRAFÍA

ALFONSO, R. *A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields.* Viena, Austria, 2008.

ALFONSO, R. & ANDREO, P. *A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields.* Viena, Austria, 2008.

ARIAS, J. *Comisionamiento y puesta en marcha del acelerador digital de alta energia Synergy en la unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín*[en línea]. Quito-Ecuador, 2014.[Consulta:20 noviembre 2019]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/3431>

ASPRADAKI & BYRNE. *Small field dosimetry challenges and progress*[En línea]. Paris-Paris, 2017. [Consulta: 11 07 2019]. Disponible en: <http://medicalphysicsweb.org/cws/article/option/45334>

ASPRADAKIS , M. Y OTROS. *Small Field MV photon dosimetry-International Atomic Energy Agency .* Londres, 2010

ASPRADAKIS, M. M.,. *Small Field MV Photon Dosimetry.* s.l., World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2009.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* 1986

BASSINET, C., HUET, C. & DERREUMAUX, S. *Small Fields output factors measurements and correction factors determination for several detector for a CyberKnife and accelerators equipped with microMLC and circular cone.* 2013

BIGGS, J. Y OTROS, "AAPM is TG-51/ Protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beam". *Medical Physics*, vol. 26, n° 9 (1999), pp. 1847-1870.

BIR, B. *Central Axis Depth Dose Data for User in Radiotherapy Departaments*. Londres , 1996.

BOUCHARD, H., SEUNTJENS, J., KAMIS, Y. & PALMANS, H. "Detector dose response in megavoltage small photon beam". *Medical Physics*, vol. 42, n° 10 (2015), pp. 6033-6047.

BROSED, A. *Fundamentos de la Física Médica.* , 2001.

CABRERA, A.. *Fundamentos teóricos-prácticos en Radioterapia.* 2011

CEMTER ONCOLOGY ELEKTA. *Apex Customer Acceptance Tests.* 2014.

CHENG, J. Y. Y OTROS. "Output factor comparison of Monte Carlo and measurement for Varian TruBeam 6MV and 10 MV flattening filter free stereotactic radiosurgery system".. *Journal of applied clinical medical physics*, vol. 17, n° 3 (2016.), pp. 100-110.

DAS, I., DING, G. & AHNESJO, A. *Small Fields: Nonequilibrium radiation dosimetry.* 2008.

ELEKTA LIMITED. *Applications Training Guide.*2011.

ELFORD, J. H. & CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology.*1983.

FILIPUZZI, M. *Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución.* Córdoba-Argentina, 2013.

FILMQAPRO. *Gafchromic EBT3*. 2018.

GARCIA , V., DELGADO, F. & PEROZA, J. *Experimental determination of the convolution kernel for the study of spatial response of detector*. 1998.

GARDUÑO, G. "Breviario sobre la dosimetría de campos pequeños para radioterapia". *Revista del: Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velazques Suarez*. vol. 1, nº 2 (2015) pp. 12-15.

GUTIÉRREZ, J. "Experimental determination of field factors for small radiotherapy beams using the daisy chain". *Institute of Physics and Engineering in Medicine*, vol. 80, nº 10 (2015), pp. 123-127.

IAEA. *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy* IAEA. Vienna-Austria, 2017.

IBA DOSIMETRY. *User's Guide CC013*. 2008.

IBA DOSIMETRY. *User's Guide CC04*. 2008.

IBA DOSIMETRY. *OmniPro-Accep User is Guide*. 2010.

IBA DOSIMETRY. *User's Guide CC01*. 2013.

IESS. *Hospital Carlos Andrade Marín [Blog]*. [Consulta:12 de diciembre del 2018]. Disponible en: http://hcam.iess.gob.ec/?page_id=2847

IPEM. *Small Field MV Photon Dosimetry*. York, 2010.

KHAN. *The Physics of Radiation Therapy*. 4 ed. Filadelfia. 2010.

LI, X., SOUBRA, M., SZANTO, j. & GERING, L. *Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head scatter factors using miniphantoms and brass caps*, 1995.

MARTÍNEZ, R. *La Radiocirugía estereotáxica en el tratamiento de los procesos expansivos intracraneales*, 2015.

METCELFE, P. *Dosimetry of 6 MV x-ray Beam penumbra*, 1993.

NSC, N. *Code of practice for the absorbed dose determination in high energy photon and electron beams*, 2008.

OIEA. *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*. 483 ed. Vienna, 2017.

OÑA, W., et.al. "Puesta en marcha del micro colimador -Apex para radiocirugía estereotáctica-SRS en la unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín". *Cambios*, vol. XVI, nº 1 (2017), pp. 10,11,12,13.

PACHECO, M. V. *Efecto de la dispersión múltiple en la simulación realista de aceleradores lineales de uso clínico*. Granada-España, 2009.

PAPACONSTADOULOS, P. *On the detector response and the reconstruction of the source intensity distribution in small photon field*, 2016.

PLATERO, J. C. y otros. "Radiobiología clínica". *Impresur artes gráficas*. vol 1, nº 2 (2003), pp. 5-10

PODGORSAK, E. *Radiation Physics for Medical Physicists*, 2005.

PODGORSARK, E. *Review of Radiation Oncology Physics*, 2003.

REGGIORI, G. Y OTROS. "Small field characterization of a nanochamber prototype under flattening filter free photon beams". *Physic Medical*. vol. 10, nº 2 (2017), pp.112-122.

RODRÍGUEZ, M. *Fronteras de la física en el siglo XXI*, 2013, pp. 2-20.

SPRETZ, E. Dosimetría de campo pequeños de fotones en Radioterapia. Intercomparación entre distintos detectores (Trabajo de titulación) (Maestría). Universidad del mar del plata. Argentina. , 2016.

TOLABIN, Medidas de dosimetría relativa y análisis de incertidumbres de campos pequeños. (Trabajo de titulación) (Maestría). Universidad del mar del plata. Argentina. 2017.

TREJO, J, OLIVE, I. K., GUTIÉRREZ CASTILLO, G. J. & HARDY PÉREZ, A. E. Estudio comparativo entre factores de salida de campo obtenidos en un acelerador lineal usado para tratamientos con radiocirugía estereotáctica. (Trabajo de titulación) (Maestría). Universidad Saragoza. España. 2016.

VARGAS, M. *Estudio de la dosis absorbida en campos pequeños con ausencia de equilibrio electrónico lateral en radiocirugía estereotáctica y radioterapia con intensidad modulada.* (Trabajo de titulación) (Maestría). Universidad UNAM. México. 2013.

ANEXOS

Anexo A: Hoja de calibración de la cámara de ionización CC013



Calibration Certificate

011947
07-13

Calibration laboratory for ionising radiation quantities

Calibration mark

Object : Ionization chamber

Manufacturer : IBA Dosimetry, Germany

Type : CC13

Serial number : 12396

Beam quality : Co-60

Absorbed dose to water calibration factor : $N_{D,w} = 2.641 \times 10^8 \text{ Gy/C}$

Measurement uncertainty : $U = 2.2 \%$

Reference conditions : $T_0 : 20.0 \text{ }^\circ\text{C}$ $p_0 : 101.325 \text{ kPa}$ R.H.: 50 %

The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$, which for a normal distribution provides a level of confidence of approximately 95%.

The secondary standard of this laboratory is traceable to the PTB in Braunschweig (German Federal Institute of Physics and Metrology).

Calibration reported in this certificate was carried out in accordance with the procedures described in the IAEA TRS 398 Code of Practice.

Measuring conditions: Phantom size : 30 cm x 30 cm x 30 cm
Phantom material : water
Source to phantom surface distance (SSD) : 100 cm
Field size at the phantom surface : 10 cm x 10 cm
Depth in phantom of the reference point of the chamber : 5 g·cm⁻²
Reference point of the IC : on the chamber axis at the centre of the cavity volume
Chamber orientation : the beam axis perpendicular to the chamber axis
If the chamber stem has a mark, the mark is oriented towards the radiation source
Waterproof sleeve (PMMA) : NO
Sleeve Serial Number: -
Polarizing potential of collecting (central) electrode : 300 V
Dose rate : 0.4 Gy·min⁻¹
Recombination correction coefficient (k_s) with standard uncertainty: 1.000 ± 0.1%
Polarity correction has not been applied.

Date of calibration

Calibration approved by

Calibration performed by

02.07.2013

Dipl. Ing. Pavol Pribylsky

Andreas Schmiech

Calibration certificate without signature is not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full.



Calibration Certificate

011608
04-13

Calibration laboratory for ionising radiation quantities

Calibration mark

Object : Ionization chamber
 Manufacturer : IBA Dosimetry, Germany
 Type : CC01
 Serial number : 12188

Beam quality : **Co-60**

Absorbed dose to water calibration factor : $N_{D,w} = 3.223 \times 10^9 \text{ Gy/C}$

Measurement uncertainty : **U = 2.2 %**

Reference conditions : T_0 : 20.0 °C p_0 : 101.325 kPa R.H.: 50 %

The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor k = 2, which for a normal distribution provides a level of confidence of approximately 95%.

The secondary standard of this laboratory is traceable to the PTB in Braunschweig (German Federal Institute of Physics and Metrology).

Calibration reported in this certificate was carried out in accordance with the procedures described in the IAEA TRS 398 Code of Practice.

Measuring conditions: Phantom size : 30 cm × 30 cm × 30 cm
 Phantom material : water
 Source to phantom surface distance (SSD) : 100 cm
 Field size at the phantom surface : 10 cm × 10 cm
 Depth in phantom of the reference point of the chamber : 5 g·cm⁻²
 Reference point of the IC : on the chamber axis at the centre of the cavity volume
 Chamber orientation : the beam axis perpendicular to the chamber axis
 If the chamber stem has a mark, the mark is oriented towards the radiation source
 Waterproof sleeve (PMMA) : NO
 Sleeve Serial Number: -
 Polarizing potential of collecting (central) electrode : 300 V
 Dose rate : 0.4 Gy·min⁻¹
 Recombination correction coefficient (k_s) with standard uncertainty: 1.000 ± 0.1%
 Polarity correction has not been applied.

Date of calibration

Calibration approved by

Calibration performed by

15.04.2013

 Dipl.Ing. Pavol Pribylsky

 Andreas Schmiech

Calibration certificate without signature is not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full.

TP WDL 001-1/2/02-10

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS PARA EL APRENDIZAJE
Y LA INVESTIGACIÓN
UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 22 / 01 / 2020

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Victoria Katherine Mendoza Carrillo
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Ciencias
Carrera: Biofísica
Título a optar: Biofísica
f. Analista de bibliotecas responsable: